

Tâmara Costa do Nascimento

**PROPOSTA DO USO DE SISTEMAS INERCIAIS PARA
MEDIÇÃO DAS CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL**

Dissertação submetida ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestra em Engenharia Elétrica com ênfase em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. PhD. Jefferson Luiz Brum Marques.

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Rodrigo de Mello Roesler.

Florianópolis
2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Nascimento, Tâmara Costa do

Proposta do Uso de Sistemas Inerciais para Medição das
Curvaturas da Coluna Vertebral / Tâmara Costa do Nascimento
; orientador, Jefferson Luiz Brum Marques ; coorientador,
Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2014.
150 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica.

Inclui referências

1. Engenharia Elétrica. 2. Engenharia Biomédica. 3.
Avaliação da Dinâmica Postural. 4. Reeducação Postural. 5.
Dispositivo Eletrônico de Vestir. I. Marques, Jefferson
Luiz Brum. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

Tâmara Costa do Nascimento

**PROPOSTA DO USO DE SISTEMAS INERCIAIS PARA
MEDIÇÃO DAS CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestra” e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica.

Florianópolis, 12 de dezembro de 2014.

Prof. Carlos Galup Montoro, Dr.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD. (Orientador)
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. (Coorientador)
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, DSc.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ari Giacomo Ocampo More, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Fernando Diefenthaler, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Este trabalho é dedicado à minha
família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Jefferson Marques por ter aceitado o desafio proposto para o projeto de dissertação, pela amizade e pelo incentivo para terminar o trabalho.

Ao Prof. Dr. Carlos Roesler por ter me dado a oportunidade de realizar uma parceria e abrir as portas do LEBm para realizar os testes do projeto e aprender mais sobre o mundo da Biomecânica.

Aos meus professores do Instituto de Engenharia Biomédica-UFSC por me ensinarem durante esta nova etapa de minha vida acadêmica.

Aos meus amigos e colegas do IEB-UFSC, Jhazmin Arandia, Gilson Turchiello e Yasser Issmail pela amizade, pela disponibilidade e pelo companheirismo.

Ao professor e colegas do LEBm-UFSC, Dr. Ari Moré, Daniel Ponce e André Pizzolatti pelo acompanhamento e treinamento do sistema Optitrack para usar nos testes.

Ao Magno Fernandes da STMicroelectronics que me forneceu os sensores inerciais para concretizar o protótipo.

Aos meus amigos e família pela amizade, pela compreensão e acima de tudo incentivo nessa reta final.

Por fim, aos meus pais, meu irmão e minha prima Nayara pela importância que tem em minha vida.

“A imaginação é mais importante que a ciência, porque a ciência é limitada, ao passo que a imaginação abrange o mundo inteiro.”

(Albert Einstein)

RESUMO

O número de estudos e pesquisas sobre o comportamento postural de indivíduos é crescente, principalmente o estudo em crianças. Este fato é uma grande preocupação entre os pesquisadores, pois os danos da má postura podem gerar problemas graves na adolescência e persistem por toda a vida. O uso de instrumentos, baseados no Método de Cobb, que são capazes de medir as curvaturas fisiológicas da coluna são frequentemente usados pelos profissionais da área para o acompanhamento do quadro de um paciente. Estes instrumentos, na maior parte, são imprecisos e demandam aplicação de cálculos e desenhos manuais, ou, utilizam um sistema próprio, o que demanda um alto custo de investimento. O objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um instrumento que auxilie no diagnóstico e na correção postural com base nas medições das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral nos planos sagital e coronal. Utiliza Unidades de Medidas Inerciais e, adicionalmente, alerta o indivíduo para corrigir a postura quando uma má postura é detectada, dessa forma, o instrumento deve ser de fácil manuseio, de custo acessível e portátil. A motivação deste projeto encontra-se no alto custo de implementação de um sistema de câmeras e/ou de radiografias, pois este é um método invasivo e prejudicial para a saúde, e como um método de inovação para analisar e corrigir a postura utilizando o método de Cobb, facilitando diagnóstico do paciente com o *feedback* do sistema e promovendo a reeducação postural. Este trabalho apresenta o projeto e a prototipação de um sistema para avaliar e corrigir a postura, desde a etapa de concepção teórica até a execução de testes em voluntários. O aparelho é composto de uma veste que suporta um dispositivo eletrônico portátil, alimentado por bateria, com sensores tri-axiais conectado a um microprocessador e firmware dedicado ao processamento dos sinais dos sensores e envio através de um módulo Bluetooth para um computador, e um software que permite a visualização e armazenamento dos ângulos de curvaturas da coluna vertebral. Os testes foram realizados para o modo analisador da dinâmica postural, pois o modo de correção postural não possui teste que represente a aplicação. Portanto, os testes demonstraram que o sistema possui um alto índice de correlação e concordância com relação ao sistema de vídeo comercial Optitrack®. O protótipo desenvolvido não requer cálculos manuais e apresenta simplicidade no manuseio, sem necessidade de capacitações especiais dos profissionais de saúde.

Palavras-chave: Dinâmica postural. Método de Cobb. Reeducação postural. Eletrônico de vestir. Engenharia Biomédica.

ABSTRACT

The number of studies and research on postural behavior of individuals is in growing ascendancy, especially for the study of children postural behaviour. This fact is a major concern among researchers because the damage from bad posture can lead to serious problems as adolescents and persist throughout life. The use of instruments, based on the method of Cobb, which are able to measure the physiological curvature of the spine are often used by professionals to monitor a patient. These instruments, generally, are imprecise and require application of manual calculations and drawings, or a proprietary system which requires a high investment cost. The objective of this work is the development of a new tool to assist in the diagnosis and postural correction able to measure the physiological curvature of the spine in the sagittal and coronal planes. It uses Inertial Measurements Units and additionally alert the subject to correct posture when a poor posture is detected, it is easy to use, portable and affordable cost. The motivation of this project is the high cost of implementing a system of cameras and/or radiographs, because this is an invasive and very harmful to health, and as a method of innovation method to analyze and correct posture using Cobb method, facilitating diagnosis of the patient with the feedback system and promoting postural rehabilitation. This paper presents the design and prototyping of a system to assess and correct posture, from the stage of theoretical conception to execution of tests on volunteers. The instrument consists of a wearable vest which supports a portable electronic device, battery powered, with tri-axial sensors connected to a microprocessor and firmware dedicated to process the signals from the sensors and send via Bluetooth to a computer, and software that allows viewing and storage of the curvature angles of the spine. The tests were performed for the analyzer mode of the dynamic postural because the posture correction mode does not have that represents the test application. Therefore, the tests demonstrated that the system has a high correlation and agreement in relation to the commercial video system Optitrack®. The prototype does not need manual calculations, simple to handle, without the need for special training of health professionals.

Keywords: Posture dynamics. Cobb's method. Postural reeducation. Wearable device. Biomedical Engineering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação da posição anatômica e dos planos.....	34
Figura 2 - Representação da enumeração das vértebras, das regiões da coluna vertebral e das curvaturas fisiológicas da coluna.	35
Figura 3 - Demonstração dos movimentos e das forças aplicadas sobre os discos intervertebrais quando há a hiperextensão do tronco, a flexão do tronco e a flexão lateral do corpo.	36
Figura 4 - Demonstração do movimento de rotação e a ação das forças sobre as vértebras e o disco intervertebral.	36
Figura 5 - Demonstração de uma hiperlordose.	38
Figura 6 - Demonstração de uma hipercifose.	39
Figura 7 - Demonstração de uma escoliose.	40
Figura 8 - Demonstração dos dois métodos existentes para medir a curvatura da coluna através do método de Cobb.	41
Figura 9 - Demonstração da mensuração do ângulo da lordose lombar (à esquerda) e dos outros ângulos que podem ser mensurados nessa região (à direita).....	42
Figura 10 - Demonstração da mensuração do ângulo da cifose dorsal, utilizando uma radiografia (à esquerda) e um desenho (à direita).	43
Figura 11 - Demonstração com passo-a-passo da mensuração da escoliose (à esquerda) e um caso da medida de uma escoliose (à direita).	44
Figura 12 - Configuração capacitor diferencial presente internamente aos acelerômetros e seu circuito elétrico equivalente.....	47
Figura 13 - Demonstração do posicionamento dos vetores conforme são feitas as mudanças no posicionamento do acelerômetro.....	48
Figura 14 - Valores de aceleração para cada posição de um acelerômetro de 3 eixos ortogonais.	49
Figura 15 – Eixos de sensibilidade rotacional do giroscópio em 3D.	50
Figura 16 – Exemplo da aceleração Coriolis.	50
Figura 17 - Estrutura mecânica do giroscópio do tipo MEMS.....	52
Figura 18 - Diagrama Simplificado do Filtro de Kalman	54
Figura 19 - Diagrama do Filtro Complementar de Primeira Ordem	55
Figura 20 - Diagrama do Filtro Complementar de Segunda Ordem	56
Figura 21 - Gráfico de comparação dos filtros com as medidas de entrada	57
Figura 22 - Gráfico de comparação dos filtros.....	57
Figura 23 - Demonstração da evolução do quadro de um paciente após cirurgia de correção da hipercifose (à esquerda) e demonstração da mensuração dos ângulos das curvaturas sagitais. (1) curvatura lombo-sacral (2) curvatura lombar (3) curvatura torácica (4) curvatura cervical (à direita).	59
Figura 24 - Cifômetro de DeBrunner.	60
Figura 25 - Inclinômetro de Myrin (à esquerda); Demonstração da mensuração da cifose torácica com o uso de um inclinômetro.	60
Figura 26 - Demonstração do método usado por Miñarro et al. (2007) para medir as curvaturas da cifose e lordose.	61

Figura 27 - Escoliômetro com haste (à esquerda) e escoliômetro sem haste (à direita).	61
Figura 28 - Spinal Mouse e seu método de coleta.	62
Figura 29 - Demonstração do Trabalho de Suaide (2008).	63
Figura 30 - Representação do posicionamento dos sensores sobre as vértebras e os segmentos calculados para achar os ângulos.	63
Figura 31 - Disposição dos acelerômetros (sensores 1 à 3) colocados no corpo com tiras de elástico e os marcadores ópticos indicando as vértebras para o sistema Vicon.	64
Figura 32 - Sistema XSENS: à esquerda é apresentado o macacão onde são dispostos os sensores; à direita é apresentado o posicionamento dos sensores.	65
Figura 33 - Diagrama em blocos que descreve a aplicação do sistema ADCP (Analisador e Corretor da Dinâmica Postural).	67
Figura 34 - Diagrama em blocos que descreve as quatro etapas do software e as relações entre elas e o dispositivo portátil.	68
Figura 35 - Diagrama em blocos proposto para o ADCP	69
Figura 36 - Kit de desenvolvimento MC56F8037EVM	71
Figura 37 - IMU STEVAL-MKI124V1 – composto de acelerômetro / magnetômetro LSM303DLHC, giroscópio L3GD20 e barômetro LPS331AP	72
Figura 38: Gráfico da função de define a conversão aceleração em g e números inteiros (neste caso com fundo de escala igual a 2g)	73
Figura 39 - Esquemático da placa do kit STEVAL-MKI124V1	74
Figura 40 – (a) USB/Bluetooth Adapter; (b) KC-21	75
Figura 41 - Alimentação do circuito.	76
Figura 42 - Condicionador de tensão da bateria.	77
Figura 43 - Circuito de Alarme Sonoro.	77
Figura 44 - Conectores da placa para interligar os periféricos e o DSC.	78
Figura 45 - Ambiente de programação da ferramenta <i>CodeWarrior</i> .	79
Figura 46 - Fluxograma do <i>firmware</i> principal feito para o ADCP.	81
Figura 47 - Fluxograma da continuação do <i>firmware</i> principal do ADCP.	82
Figura 48 - Janela do programa desenvolvido no <i>C++Builder</i> .	83
Figura 49 - Tela para inserir os ângulos e variações aceitáveis para o modo de correção postural.	84
Figura 50 - Bluetooth Stack da Toshiba.	85
Figura 51 - Fluxograma das ações principais do software do ADCP.	86
Figura 52 - Demonstração das equações na forma de vetores. Em linha pontilhada estão os eixos coordenados e em cores as resultantes dos eixos do acelerômetro e do giroscópio.	89
Figura 53- Demonstração da medida dos ângulos das curvaturas da cifose torácica e lordose lombar.	90
Figura 54- Demonstração da medida dos ângulos das curvaturas da escoliose.	91
Figura 55- Goniômetro (à esquerda) e mensuração da flexão lateral da região cervical (à direita).	91
Figura 56 - V120 Trio: Sistema de câmeras para captação de movimento com 6DoF e marcador com refletores infravermelhos.	93

Figura 57 - Tracking Tools: Software de captação de imagens.	93
Figura 58 - Ilustração dos movimentos realizados nos testes.	94
Figura 59 - Placa auxiliar dos periféricos, já disposta em uma caixa plástica de proteção.	98
Figura 60 - Placa do kit KMC56F8037 conectada à placa auxiliar (localiza abaixo do kit) e às placas das IMUs (à esquerda); Zoom da placa da IMU (à direita).....	98
Figura 61 - Sistema ACDP.	99
Figura 62 - Disposição das IMUs no corpo.	99
Figura 63 - Leitura da tensão da bateria - 9,2V (à esquerda); Leitura da corrente de consumo em modo de espera – 46,2mA (à direita).	100
Figura 64 - Leitura da corrente de consumo quando o circuito está fazendo a leitura dos dados das IMUs e envio dos dados por Bluetooth – 64,3mA.....	100
Figura 65 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão do tronco...	101
Figura 66 - Gráfico da Cifose Torácica medida no teste do Sujeito 2 para flexão do tronco.	102
Figura 67 - Ilustração do movimento a ser executado para hiperextensão do tronco.	103
Figura 68 - Gráfico da Cifose Torácica medida no teste do Sujeito 1 para hiperextensão do tronco.	103
Figura 69 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão lateral do tronco para a direita.	104
Figura 70 - Gráfico da Escoliose medida no teste do Sujeito 4 para flexão lateral do tronco para a direita.	105
Figura 71 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão lateral do tronco para a esquerda.	105
Figura 72 - Gráfico da Escoliose medida no teste do Sujeito 5 para flexão lateral do tronco para a esquerda.	106
Figura 73 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,98$).	107
Figura 74 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.	108
Figura 75 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.	109
Figura 76 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,99$).	110
Figura 77 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.	111
Figura 78 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.	111
Figura 79 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,82$ e $r_{\text{final}}=0,96$).	112
Figura 80 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.	113
Figura 81 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.	113
Figura 82 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,97$).	114

Figura 83 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.	115
Figura 84 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.	116
Figura 85 - Gráfico dos ângulos detectados no sistema ACDP com as três curvaturas da coluna.	118
Figura 86 - Pantógrafo adaptado por Wilner (1981) e Pantógrafo digital criado por Giglio e Volpon (2007).	129
Figura 87 - Demonstração do exame realizado no cifolordômetro.	130
Figura 88 – Flexicurva.....	131
Figura 89 – Arcômetro.	131
Figura 90 - Técnica de Moiré.	132
Figura 91 - Foto dos pontos determinados pelo Programa SAPO.	133

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Mapa de periféricos internos ao MC56F8037 e seus respectivos vínculos com blocos do sistema ACDP	71
Quadro 2 - Protocolo de comunicação do PC.	87
Quadro 3 - Protocolo de comunicação do PC para o modo de Correção Postural.	87
Quadro 4 - Protocolo de comunicação do DSC.	88
Quadro 5 - Protocolo de erro ou reconhecimento de dados.	88
Quadro 6 - Custos aproximados na fabricação do protótipo	143

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Principais parâmetros do STEVAL-MKI124V1	72
Tabela 2 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão do tronco.	107
Tabela 3 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão do tronco.	108
Tabela 4 - Valores dos ângulos iniciais e finais da hiperextensão do tronco. ..	109
Tabela 5 - Valores calculados para a Análise de Concordância da hiperextensão do tronco.	110
Tabela 6 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão lateral do tronco para a direita.	111
Tabela 7 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão lateral do tronco para a direita.	112
Tabela 8 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão lateral do tronco para a esquerda.	114
Tabela 9 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão lateral do tronco para a esquerda.	115

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- 3D – Três Dimensões
- ADC – *Analog to Digital Converter* (Conversor Analógico-Digital)
- ACDP – Analisador e Corretor da Dinâmica Postural
- CAD – *Computer-Aided Design* (Desenho Assistido por Computador)
- CI – Circuito Integrado
- DSC – *Digital Signal Controller* (Controlador de Sinais Digitais)
- IMU – *Inertial Measurement Unit* (Unidade de Medida Inercial)
- I/O – *In/Out* (Entrada/Saída)
- JTAG – *Joint Test Action Group* (Grupo de pinos para ação em conjunto)
- LCD – *Liquid Crystal Display* (Display de Cristal Líquido)
- LSb – *Least Significant bit* (bit menos significativo)
- MEMS – *Micro-Electro-Mechanical System* (Sistema Micro-Eletromecânico)
- MSb – *Most Significant bit* (bit mais significativo)
- PC – *Personal Computer* (Computador Pessoal)
- PWM – *Pulse-Width Modulation* (Modulação por largura de pulso)
- RAM – *Random-Access Memory* (Memória de Acesso Randômico)
- SPI – *Serial Interface Peripheral* (Interface Periférica Serial)
- UART – *Universal asynchronous receiver/transmitter* (protocolo de comunicação serial assíncrona)
- ULA – Unidade Lógica Aritmética
- USB – *Universal serial bus* (protocolo de comunicação serial assíncrona)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
1.1 OBJETIVOS	29
1.1.1 <i>Objetivo Geral</i>	29
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i>	29
1.2 MOTIVAÇÃO	29
1.3 MÉTODO	30
1.4 PRINCIPAL CONTRIBUIÇÃO DO TRABALHO	31
1.5 ESTRUTURA DO TEXTO	31
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	33
2.1 COLUNA VERTEBRAL	33
2.1.1 <i>Planos físicos do corpo humano</i>	33
2.1.2 <i>Anatomia da coluna</i>	34
2.1.3 <i>Alterações causadas pela má postura</i>	37
2.2 MÉTODO DE COBB	40
2.2.1 <i>Ângulo da Lordose Lombar</i>	41
2.2.2 <i>Ângulo da Cifose Dorsal</i>	42
2.2.3 <i>Ângulo da Escoliose</i>	43
2.3 UNIDADE DE MEDIÇÃO INERCIAL – INERTIAL MEASUREMENT UNIT (IMU)	44
2.3.1 <i>Acelerômetros</i>	45
2.3.2 <i>Giroscópios</i>	49
2.3.3 <i>Considerações sobre parâmetros dos giroscópios e acelerômetros no protótipo proposto</i>	52
2.4 MÉTODOS DE CÁLCULO DE ÂNGULOS PARA IMUS	53
2.4.1 <i>Método Filtro de Kalman</i>	54
2.4.2 <i>Método Simplificado do Filtro de Kalman</i>	55
2.4.3 <i>Comparação dos Métodos de Cálculos para IMUs</i>	56
2.5 ESTADO DA ARTE	58
2.5.1 <i>Método Invasivo</i>	58
2.5.2 <i>Métodos Não Invasivos</i>	59
3 MATERIAIS E MÉTODOS	66
3.1 SISTEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO E CORREÇÃO DA DINÂMICA POSTURAL	66
3.2 SOFTWARES USADOS PARA A CONSTRUÇÃO DO PROTÓTIPO ...	69
3.3 PROTÓTIPO	69
3.3.1 <i>Principais componentes usados</i>	70

3.3.2 Hardware.....	76
3.3.3 Firmware	78
3.3.4 Software	83
3.3.5 Protocolo de comunicação	87
3.4 MÉTODO DE MEDIÇÃO COM AS IMUS.....	88
3.5 MÉTODO DE VALIDAÇÃO DO SISTEMA.....	91
4 RESULTADOS	97
4.1 O PROTÓTIPO	97
4.2 CONSUMO DE ENERGIA	99
4.3 TESTES COM OPTITRACK E SISTEMA ACDP	101
4.3.1 Teste 1 – Flexão do Tronco	101
4.3.2 Teste 2 – Hiperextensão do Tronco	102
4.3.3 Teste 3 – Flexão Lateral do Tronco para a Direita.....	104
4.3.4 Teste 4 – Flexão Lateral do Tronco para a Esquerda	105
4.4 AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS	106
4.4.1 Teste 1 – Flexão do Tronco	107
4.4.2 Teste 2 – Hiperextensão do Tronco	109
4.4.3 Teste 3 – Flexão Lateral do Tronco para a Direita.....	111
4.4.4 Teste 4 – Flexão Lateral do Tronco para a Esquerda.....	114
5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	117
6 PERSPECTIVAS PARA TRABALHOS FUTUROS	121
6.1 REALIZAR TESTES ADICIONAIS E INCLUIR DE SENSORES INERCIAIS	121
6.2 AVALIAR A POSSIBILIDADE DE DISPONIBILIZAR OS DADOS	121
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	122
APÊNDICE A – OUTROS MÉTODOS NÃO INVASIVOS.....	129
A.1 PANTÓGRAFO.....	129
A.2 CIFOLORDÔMETRO.....	130
A.3 FLEXICURVA	130
A.4 ARCÔMETRO	131
A.5 TÉCNICA DE MOIRÉ.....	131
A.6 FOTOGRAMETRIA	132
APÊNDICE B – DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA PLACA AUXILIAR	134
APÊNDICE C – EXEMPLO DE ARQUIVO DE TEXTO GERADO PELO SOFTWARE.....	135

APÊNDICE D – GRÁFICOS DE TODOS OS TESTES FEITOS	137
D.1 FLEXÃO DO TRONCO	137
D.2 HIPEREXTENSÃO DO TRONCO	138
D.3 FLEXÃO LATERAL DO TRONCO PARA A DIREITA	139
D.4 FLEXÃO LATERAL DO TRONCO PARA A ESQUERDA	141
ANEXO A – CUSTOS OBTIDOS COM A PROTOTIPAÇÃO DO ACDP	143
ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	144
ANEXO C – APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA	147

1 INTRODUÇÃO

As doenças relacionadas à coluna vertebral vêm aumentando em nossa sociedade em decorrência de vários fatores, como o sedentarismo e os maus hábitos posturais, os quais são considerados mudanças importantes no comportamento dos indivíduos (Nery, 2009).

A coluna tem funções de suporte, flexibilidade e proteção da medula espinhal e possui quatro curvaturas sagitais que fornecem suporte, equilíbrio e força. A partir dessas características, pode-se relacionar a postura com o equilíbrio corporal (Kapandji, 2000).

Por sua vez, a boa postura se dá pelo equilíbrio entre as estruturas ósseas e musculares, logo a postura saudável para a coluna exige um treinamento muscular. Quando são intensificados os maus hábitos posturais, estes implicam em “dores na coluna”. Com o passar do tempo, este mau hábito postural também causa danos nos tecidos moles, a deformidade do alinhamento vertical e das curvaturas fisiológicas da coluna, que pode gerar instabilidade no controle postural e interferir diretamente no centro de massa do corpo (Suaide, 2008).

Dessa forma, pode-se dizer que o funcionamento da coluna é diretamente ligado à qualidade de vida. Afirma-se que a maior ocorrência de doenças relacionadas a problemas posturais é em jovens (Zapater et al., 2004; Nery, 2009).

Há um número significativo de artigos científicos que estudam a postura de crianças, em idade escolar, observando a evolução das patologias causadas pelo mau comportamento postural em sala de aula e em outras atividades realizadas por elas. A grande preocupação dos pesquisadores é que esses maus hábitos posturais persistentes em crianças se perpetuem e se tornem patologias graves logo que chega a puberdade. As alterações posturais são fontes geradoras de dores, espasmos musculares, complicações articulares nos membros superiores, coluna vertebral e membros inferiores de crianças, adolescentes e adultos (Nery, 2009; Gonçalves e Pereira, 2008; Giglio e Volpon, 2007; Medina et al., 1999; Zapater et al., 2004).

Para os profissionais da saúde, como fisioterapeutas, ortopedistas e traumatologistas, é muito importante a avaliação das curvaturas da coluna visando tratamentos de correção postural, ou mesmo cirurgias. Estes procedimentos de medição são indicados com base no acompanhamento da evolução do quadro de um paciente, que possui alguma patologia na coluna, por meio de métodos estudados e comprovados na literatura existente (Dutra Filho et al., 2007; Fernandes,

2006; Goh et al., 2000), e avaliam se o tratamento está sendo eficaz ou não.

Atualmente existem vários métodos para avaliar os ângulos das curvaturas da coluna. Porém, em sua maior parte, são métodos que necessitam do uso de ferramentas como réguas e transferidores, com ou sem auxílio de uma radiografia dos dois perfis da coluna de um paciente. No entanto, existem poucas ferramentas acuradas e acessíveis aos pesquisadores e profissionais da saúde, que possibilitam mensurar as curvaturas da coluna nos dois planos, sagital e coronal (Suaide, 2008).

Segundo Suaide (2008), o método mais eficaz, considerado o padrão ouro, é a radiografia das vértebras da coluna, utilizando-se do método de Cobb para verificar os ângulos das curvaturas, em ambos planos do corpo (sagital e coronal). Porém, por muitas vezes o paciente é submetido a mais de uma sessão, o que pode ser prejudicial a sua saúde. O efeito da radiação pode prejudicar, por exemplo, o desenvolvimento sexual e ósseo de crianças, pode aumentar o risco de neoplasias, principalmente em mulheres, durante a fase de crescimento e é altamente prejudicial para mulheres grávidas. Por estes exemplos de efeitos, a radiografia é considerada como um método invasivo. Este método requer um custo alto de implementação, pois necessita de técnicos licenciados e um investimento financeiro elevado.

Os métodos não invasivos de medição das curvaturas da coluna possibilitam o acompanhamento de tratamento, sem haver a preocupação de prejudicar a vida do paciente. Pois não há desgaste físico e o método pode ser realizado quantas vezes forem necessárias.

Avaliar a postura é fundamental para reorganizar as cadeias musculares e o posicionamento muscular no movimento e na estática. E, devido à importância fundamental que a coluna vertebral possui no corpo do ser humano, é importante um método não invasivo capaz de medir as curvaturas sagitais e coronais sem que haja a necessidade de utilizar uma radiografia, diminuindo a exposição dos profissionais da saúde e do paciente à radiação. Adicionalmente, implementar um sistema que possa alertar o usuário quando este está com uma postura errada, assim evitando as dores e desvios nas curvaturas normais da coluna.

O presente trabalho apresenta o projeto e a prototipação de um sistema para avaliar e corrigir a postura, desde a etapa de concepção teórica até a execução de testes em voluntários.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é projetar um sistema portátil em *hardware* e *firmware* para analisar as curvaturas sagitais e coronais da coluna em movimentos estáticos e dinâmicos, usando acelerômetros e giroscópios tri-axiais (*IMU*, *Inertial Measurement Unit*), *DSC*, *Bluetooth* e bateria recarregável.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver um *software* em *PC* (*Personal Computer* ou Computador Pessoal) para avaliação dos sinais recebidos, cálculo dos ângulos utilizando o método de Cobb e gravação destes sinais em um banco de dados, afim de facilitar os diagnósticos referentes à aspectos posturais por parte dos profissionais da saúde;
- Como parte do sistema de auxílio à correção postural, adicionar um circuito eletrônico e *firmware* para que seja corrigida a postura através de um aviso sonoro, com o auxílio de cálculos dos ângulos detectados pelos acelerômetros e giroscópios feitos no próprio *firmware* do *DSC*, utilizando o mesmo método de cálculo que o *software* do *PC* utiliza;
- Ao final, espera-se chegar a um sistema de fácil manuseio, com função de gerar alarmes, quando detectada uma má postura da coluna, de gerar relatórios da dinâmica da postura, com custo acessível e que seja portátil.

1.2 Motivação

Devido ao alto custo de implementação de um sistema de radiografias e por ser um método invasivo e nocivo à saúde, encontra-se a motivação deste trabalho, que está em criar um método novo, mais acurado, acessível, fácil de usar, com baixo custo de fabricação e não invasivo, para avaliar as curvaturas sagitais e coronais da coluna com o uso de sensores eletrônicos. Desse modo, os diagnósticos dos pacientes são facilitados, além de propiciar a obtenção dos modelos posturais do corpo humano para que mais estudos possam ser realizados por pesquisadores da área da saúde. Do mesmo modo que a análise das

curvaturas é feita, pode-se criar um modo de corrigir a postura de um usuário utilizando apenas o sistema portátil, onde os cálculos são feitos utilizando a própria ULA (Unidade Lógica Aritmética) do *DSC*, promovendo a reeducação postural, ou seja, a melhora da ergonomia do indivíduo. O sistema eletrônico desenvolvido na pesquisa promove a reeducação postural e é considerado uma inovação tecnológica, pois não foi encontrado um equipamento eletrônico que utilize os princípios do método de Cobb e que gere alarmes sonoros quando detectada uma má postura.

1.3 Método

Primeiramente, foi realizada uma revisão da literatura relacionada ao tema explorado no projeto, por meio da leitura de artigos, dissertações e livros publicados que tratam sobre a biomecânica da coluna, comportamento postural, métodos de medição das curvaturas da coluna, processamento digital de sinais, desenvolvimento de equipamentos médicos e ergonomia.

Após isso, foi definido o diagrama em blocos do sistema, com todos os elementos necessários para a obtenção de sinais do comportamento postural e para ser um equipamento portátil (uso de bateria recarregável) e sem fios (uso da tecnologia *Wireless*).

Foi realizada a montagem do protótipo completo, desde as estruturas elásticas para fixar as *IMUs* para usar em qualquer pessoa de qualquer estatura, até a placa auxiliar para conectar com o kit didático.

Foi desenvolvido o *firmware* no *Freescale Codewarrior* para o *DSC* chamado MC56F8037 que está presente no kit didático MC56F8037EVM, para receber os sinais captados pelas *IMUs* e enviá-los ao *PC* por meio da comunicação *Bluetooth*.

Além disso, para testes do funcionamento do sistema, foi feito um *software* com base em *C++* no *Borland Builder 6*, que tem como finalidade receber os dados, mostrá-los graficamente na tela para a análise e o estudo da postura e gravá-los em arquivos para análise posterior.

Com os testes do sistema de análise concluídos, pôde-se partir para a concepção do sistema do corretor postural, onde foi adicionado um circuito de alarme sonoro e um *firmware* que calcula os ângulos por meio dos dados coletados dos *IMUs*.

Para poder realizar os testes em voluntários, foi autorizado pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da UFSC, o projeto descrevendo as etapas dos testes e a comparação através da Análise de

Concordância de Bland e Altman (1986). Os testes de comparação do sistema com um sistema de posicionamento de câmeras 3D (*Optitrack*) foram feitos em oito voluntários.

Finalmente, pode-se analisar os dados dos testes através de um código gerado no MatLab para comparar as curvas detectadas nos voluntários com os dois sistemas e cálculos estatísticos para comprovar o funcionamento do sistema projetado, desenvolvido e implementado.

1.4 Principal Contribuição do Trabalho

A principal contribuição deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema digital capaz de medir as curvaturas da coluna utilizando três dimensões, sendo possível a análise de movimentos estáticos e dinâmicos em ambos planos do corpo humano, o sagital e o coronal, e quando detectada uma postura incorreta (em relação ao que considera-se “postura desejada ou normal”), seja gerado um sinal de alerta de modo que a postura correta seja retomada. Pode ser considerado um novo método para utilização por pesquisadores e profissionais da saúde para detectar os valores das curvaturas da coluna para acompanhamento de pacientes ou para pesquisa de valores normais de ângulos e deformidades da coluna vertebral.

Como outras contribuições, pode-se acrescentar o uso deste sistema para avaliar a flexibilidade das articulações, dos membros e movimentos do corpo, comumente usados pelos fisioterapeutas com o auxílio de um goniômetro ou flexímetro pendular, com a medição dos ângulos detectados pelos sensores; pode-se monitorar e simular por software os movimentos do corpo humano com uso de mais *IMUs* distribuídas por pontos específicos do corpo, desse modo não é necessário um sistema de câmeras para detectar os movimentos, o qual é um método que dificulta a captação em certos ângulos de gravação, além da disponibilidade delimitada de tais sistemas que são custosos e exigem profissionais treinados para sua operação.

1.5 Estrutura do Texto

O trabalho é dividido em capítulos, nos quais serão tratados os assuntos especificados nos parágrafos a seguir.

No capítulo dois é abordada a revisão bibliográfica que foi feita a respeito da coluna vertebral, o método Cobb de medição das curvaturas da coluna e as técnicas de medição das curvaturas que já existem na

literatura. Neste capítulo foram evidenciadas as principais tecnologias do mercado e os produtos considerados como estado da arte.

No capítulo três são apresentados os materiais e métodos que foram utilizados durante este trabalho. O mesmo foi dividido na especificação de ferramentas de *software*, ferramentas de *hardware* e metodologia para a mensuração das curvaturas e para a validação do sistema. Neste capítulo, também, são abordados os componentes eletrônicos e kits utilizados no processo de prototipação.

No capítulo quatro são abordados os resultados obtidos, o consumo de energia do *hardware* desenvolvido e os testes feitos para a validação do sistema ACDP (Analisador e Corretor da Dinâmica Postural).

No capítulo cinco são feitas a discussão do desenvolvimento e dos resultados práticos da utilização do sistema, mostrando a forma como as suas funcionalidades foram aplicadas em situações reais de teste em indivíduos, e por fim, as conclusões.

No capítulo seis são apresentadas as sugestões para trabalhos futuros, enfatizando o uso do sistema desenvolvido como um corretor postural portátil, apenas com algumas adições de componentes e *firmware* dedicado.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Coluna Vertebral

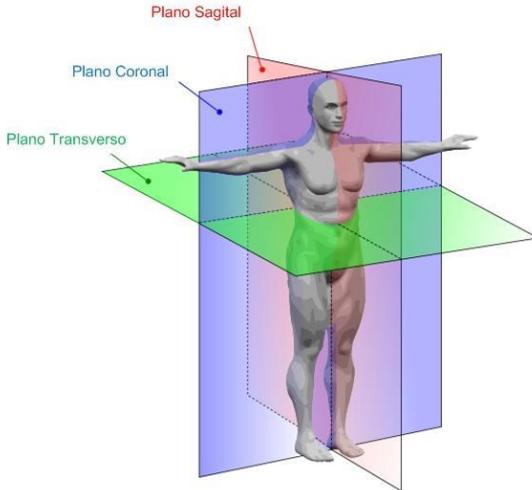
Segundo Kapandji (2000), a coluna dá sustentação ao corpo humano, assim como oferece a flexibilidade necessária à movimentação do tronco e por isso ela possui um papel importante na postura, locomoção e equilíbrio. Ela é responsável pelas interligações mecânicas entre os segmentos e quase todos os movimentos executados pelo corpo envolvem uma coordenação sinérgica entre as vértebras da coluna. Outra questão importante, quanto a esta estrutura, é que o seu eixo ósseo protege a medula espinhal e as raízes nervosas.

Ela é o eixo do corpo humano e agrega duas funções opostas: a rigidez e a flexibilidade. A região cervical suporta o peso do crânio, situando-se desta maneira bem próximo ao centro de gravidade. Na porção torácica, suporta os órgãos do mediastino, com atenção ao coração o qual proporciona um deslocamento da coluna vertebral para trás e, por fim na porção lombar, a coluna suporta todas as estruturas superiores do tronco, recuperando a posição central e formando uma proeminência na cavidade abdominal (Kapandji, 2000).

2.1.1 Planos físicos do corpo humano

Segundo Kapandji (2000), a posição anatômica é uma convenção adotada em anatomia para descrever as posições espaciais dos órgãos, ossos e demais componentes do corpo humano. Na posição anatômica, o corpo estudado deve ficar ereto (de pé), calcanhares unidos, com os olhos voltados para o horizonte, os pés também apontados para frente e perpendiculares ao restante do corpo, braços estendidos e aplicados ao tronco e com as palmas das mãos voltadas para frente (os dedos estendidos e unidos). Deve-se notar que não é a posição normal dos braços, que normalmente ficariam em torção mais ou menos medial (com as palmas voltadas para o corpo, em pronação) e, ainda, é uma posição em que há consumo de energia. Na Figura 1 é apresentada a posição anatômica.

Figura 1 - Representação da posição anatômica e dos planos.



Fonte: Figura adaptada de Kapandji (2000).

O corpo humano na posição anatômica pode ser dividido conceitualmente em planos.

O plano mediano é um plano vertical que passa através do eixo mais longo que cruza o corpo, dos pés até a cabeça; este plano separa o corpo em antímeros direito e esquerdo. O que quer que esteja situada próximo a este plano é chamado medial, e o que está longe dele, lateral.

O plano sagital é paralelo ao plano mediano.

O plano coronal é, também, um plano vertical que passa pelo eixo maior (dos pés à cabeça), mas é perpendicular ao plano mediano, separando a frente do corpo, ou ventre, da parte de trás, ou dorso. Algo em posição à frente do plano frontal é chamado anterior, ao passo que algo situado atrás desse plano é chamado posterior.

O plano horizontal, transverso ou axial atravessa o eixo menor do corpo, do dorso até o ventre, isto é, da posição posterior para a anterior. Divide a estrutura atravessada em porções superior e inferior.

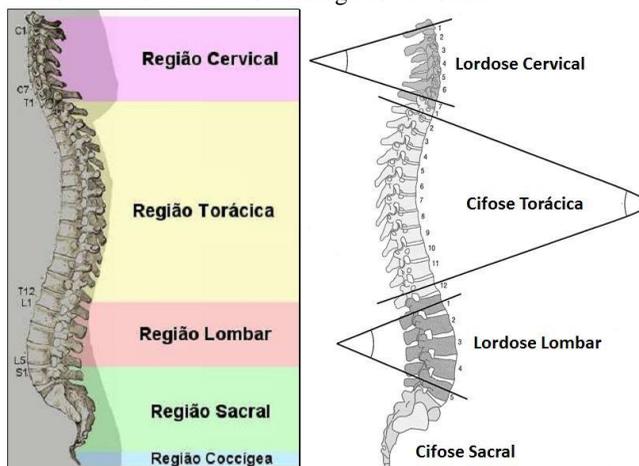
2.1.2 Anatomia da coluna

A coluna vertebral (Figura 2) é composta de trinta e três vértebras, sendo sete cervicais (C1 a C7), doze torácicas (T1 a T12), cinco lombares (L1 a L5), cinco sacrais (S1 a S5) e quatro coccígeas, e elas são interligadas por discos intervertebrais, sendo que somente 24

vértebras são móveis. As vértebras são conectadas entre si pelas articulações posteriores entre os corpos vertebrais e os arcos neurais. Elas se articulam de modo a conferir estabilidade e flexibilidade à coluna, atributos necessários para o equilíbrio (Kapandji, 2000; Suaide, 2008).

As curvaturas da coluna (Figura 2) podem ser convexas posteriormente como as curvaturas torácica e sacral, ou, ser convexas anteriormente como as curvaturas cervical e lombar.

Figura 2 - Representação da enumeração das vértebras, das regiões da coluna vertebral e das curvaturas fisiológicas da coluna.



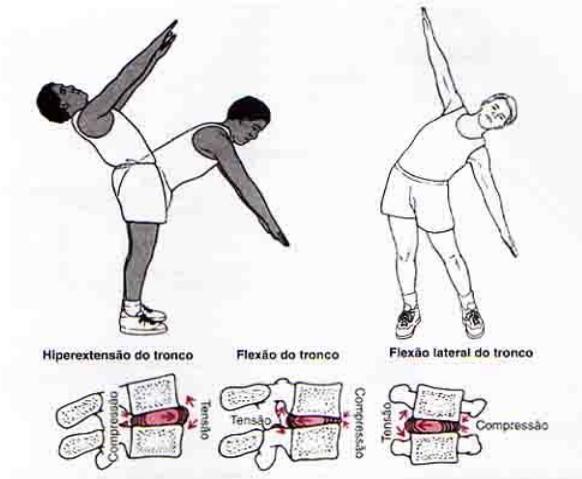
Fonte: Figura adaptada de Suaide (2008).

A curvatura da região torácica é chamada de cifose torácica ou cifose dorsal. A curvatura abaixo, a da região lombar, é chamada lordose lombar. Já, na região cervical, a curvatura é chamada de lordose cervical.

Segundo Magee (2002 apud Nery, 2009), a postura correta é a posição de menor estresse aplicada nas articulações, onde a mínima atividade muscular será necessária para a manutenção da posição ereta.

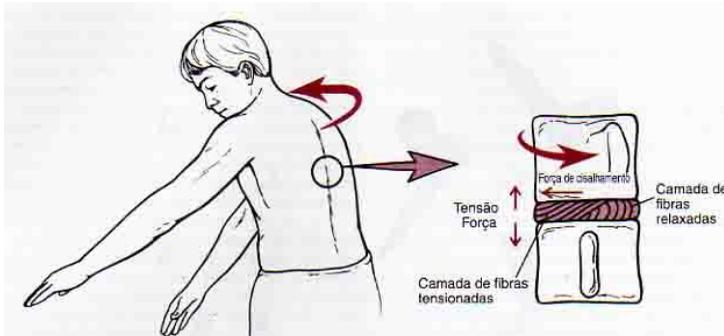
A seguir são mostrados os movimentos que a coluna pode realizar e as forças que são exercidas sobre as vértebras.

Figura 3 - Demonstração dos movimentos e das forças aplicadas sobre os discos intervertebrais quando há a hiperextensão do tronco, a flexão do tronco e a flexão lateral do corpo.



Fonte: Peterson e Bronzino (2008).

Figura 4 - Demonstração do movimento de rotação e a ação das forças sobre as vértebras e o disco intervertebral.



Fonte: Peterson e Bronzino (2008).

A flexão do tronco (Figura 3) ocorre primariamente nas vértebras lombares nos primeiros 50 – 60°, e o restante pela inclinação para frente da pelve. As vértebras de cima escorregam para frente sobre as vértebras de baixo fazendo uma força compressiva sobre a porção anterior do disco. Na extensão (Figura 3), ocorre o movimento reverso, em que a pelve primeiro inclina-se posteriormente, depois a coluna lombar estende-se. A flexão lateral (Figura 3) tem uma extensão de 75 a 85° e

ocorre principalmente nas regiões cervical e lombar. A rotação (Figura 4) ocorre por 90° e é livre na cervical. A rotação ocorre em combinação com flexão lateral na região torácica e lombar (Peterson e Bronzino, 2008).

2.1.3 Alterações causadas pela má postura

As alterações mais comuns são a hipercifose e hipocifose torácica, hiperlordose e hipolordose lombar e a escoliose. O desvio postural não se torna um problema meramente estético, mas também pode acarretar dor e incapacidade física. Essas mudanças posturais são diretamente relacionadas com o aumento do risco das lesões ortopédicas, causando o mau alinhamento das estruturas ósseas e articulares, provocando sobrecarga em certas articulações e diminuindo a eficiência muscular e ligamentar (Suaide, 2008; Nery, 2009).

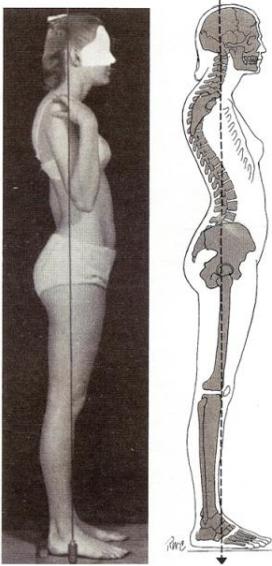
2.1.3.1 Hiperlordose e Hipolordose

A hiperlordose (Figura 5) é uma denominação que determina o aumento da curvatura anterior (tanto cervical quanto lombar) fisiológica. Já a hipolordose seria o contrário, a diminuição dessa curvatura – uma aparência mais reta (Suaide, 2008).

A região lombar tem um papel muito importante na postura ereta, pois esta assiste a manutenção da postura vertical. Em se tratando dessa região, a pélvis é a área mais estável do corpo e tem a função de amortecer quando se está caminhando. Então, a curvatura lombar se equilibra sobre a pélvis e tem a capacidade de variar sua inclinação em relação à pélvis. Se houver um aumento do ângulo lombossacro, a curvatura lombar terá que ser aumentada, a fim de promover o equilíbrio do corpo (Nery, 2009).

As alterações na região lombar provocam danos nos tecidos adjacentes às vértebras, influenciando em vários aspectos da mecânica da coluna. A flexão além do normal na coluna lombar, comparada com a postura normal, resulta em redução de força dos músculos extensores, aumenta o risco de lesões nos ligamentos, herniação posterior do disco e diminuição da tolerância de esforços físicos (Nery, 2009).

Figura 5 - Demonstração de uma hiperlordose.



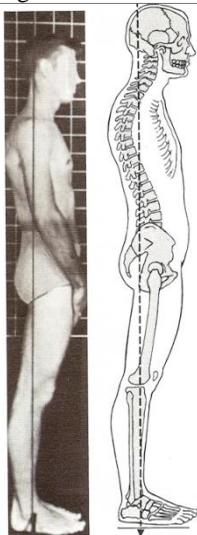
Fonte: Nery (2009).

2.1.3.2 Hiper cifose e Hipocifose

A hiper cifose (Figura 6) é o aumento da curvatura no plano sagital da região torácica. Já a hipocifose é a diminuição dessa curvatura. Essas deformidades promovem articulações anatômicas ocasionando uma curvatura diferenciada do dorso. As alterações na região do dorso podem ser causadas por danos vertebrais seguidos de fraturas, de um episódio infeccioso ou de má formação congênita. Os problemas mecânicos surgem por causa da diferente configuração das vértebras no plano sagital e o tratamento desses problemas muitas vezes é feito por meio de cirurgias para evitar alterações maiores (Nery, 2009).

O tratamento da hiper cifose está vinculado ao ângulo da curvatura torácica. As dores lombares estão totalmente relacionadas às pessoas que tem hiper cifose, além de causar, também, timidez pela aparência física e problemas cardiorespiratórios.

Figura 6 - Demonstração de uma hipercifose.



Fonte: Nery (2009).

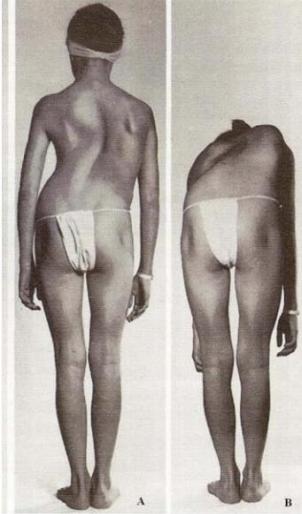
2.1.3.3 Escoliose

A escoliose (Figura 7) é um desvio lateral da linha mediana da coluna vertebral no plano coronal e essa inclinação lateral é acompanhada por rotação simultânea das vértebras, devido ao alinhamento vertebral, às relações estruturais das bordas vertebrais e às articulações posteriores. A sua origem pode ser causada por uma paralisia ou por doenças genéticas ou hereditárias ou de outras causas identificáveis. Pode ser classificada em: escoliose estrutural causada por rotações das vértebras da coluna; e, escoliose funcional originada pela má postura com a persistência de movimentos laterais, tanto para a esquerda quanto para a direita. A sua presença pode desencadear vários problemas como uma melhor ventilação pulmonar no lado da gibosidade e uma menor ventilação do lado contrário, e um desequilíbrio no indivíduo pela mudança do centro de gravidade (Suaide, 2008).

A distribuição das forças na concavidade é alterada pelas curvaturas patológicas e pode chegar a deformar o quadro cartilaginoso das vértebras em pessoas muito jovens e, por conseguinte, mais adiante, as próprias vértebras. O núcleo da vértebra é deslocado até a convexidade, quando se reúnem as condições para sua progressão. Estas pressões excessivas determinam uma série de modificações bioquímicas e histológicas que conduzem, no adulto, à degeneração discal e à

osteoartrite no lado côncavo. Contrariamente, a ausência de pressão sobre a convexidade favorece seu menor conteúdo mineral ósseo (Biot et. al, 2002 apud Suaide, 2008).

Figura 7 - Demonstração de uma escoliose.



Fonte: Nery (2009).

2.2 Método de Cobb

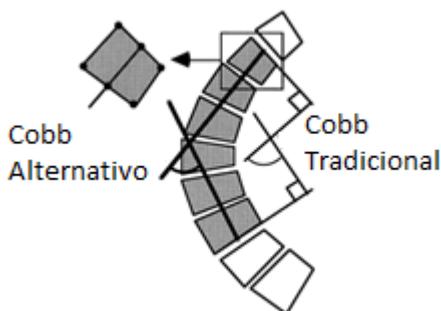
O procedimento mais comum para medir as curvaturas da coluna, como lordose, cifose e escoliose, é o método de Cobb. É um método criado em 1948 que utiliza a radiografia (raios X) para mensurar as curvaturas da coluna vertebral por meio das tangentes das vértebras. Uma limitação desse método é que apenas reflete o estado de duas vértebras, descartando as mudanças dentro do arco analisado. Um método mais acurado é utilizar o comprimento e o arqueamento da coluna para descrever a curvatura que se deseja. Mas, independentemente da limitação do método de Cobb, este é considerado padrão-ouro, sendo uma das referências para estudos que visam validar instrumentos não invasivos de medição das curvaturas da coluna vertebral, os quais apresentam boa reprodutibilidade em comparação à radiografia (Suaide, 2008).

O perfil sagital da coluna é geralmente caracterizado como sendo cifose de T1 a T12 e lordose entre L1 e L5. Afirma-se que não há um padrão para a forma exata da coluna lombar em repouso, variando de

indivíduo para indivíduo, dificultando, assim, a definição do que pode ser chamado de curvatura normal. Porém, as diferenças entre as curvas normais e patológicas são mais claras no alinhamento coronal que no sagital (Nery, 2009).

De acordo com Goh et al. (2000), existem dois métodos para realizar a medida da curvatura da coluna, em qualquer plano anatômico, chamados de Método Tradicional de Cobb e o Método Alternativo de Cobb, como demonstra a Figura 8.

Figura 8 - Demonstração dos dois métodos existentes para medir a curvatura da coluna através do método de Cobb.



Fonte: Goh et al. (2000).

2.2.1 Ângulo da Lordose Lombar

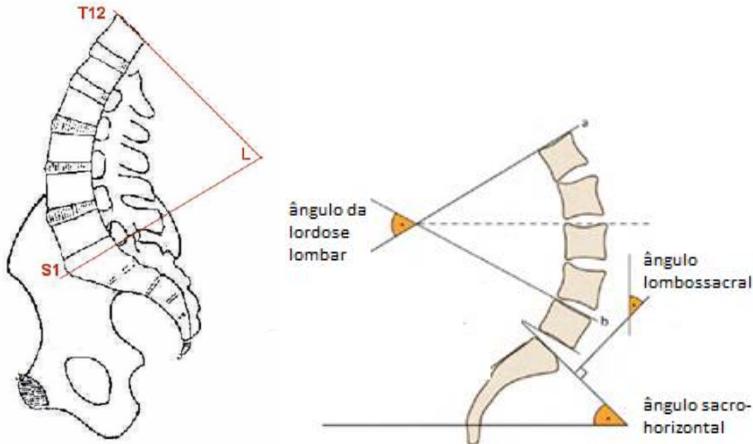
Existem parâmetros diferentes para mensurar o ângulo da lordose (Figura 9). Alguns autores, embasados no método de Cobb, traçam uma linha perpendicular a T12 e outra perpendicular a S1 e na intersecção dessas linhas se tem o ângulo de Cobb.

Bradford et. al. (1994), utilizando a vértebra L1 e o sacro, encontraram um intervalo de 33° a 79° para ângulos normais da lordose lombar, e de 18° a 69° quando utilizado L1 a L5 para a mensuração. Já Propst-Proctor e Bleck (1983) fixam os valores entre 22° e 54° e Bernhardt e Bridwell (1989) colocam entre 14° e 69°, com média em 44°, para os ângulos normais. Leroux et. al. (2000) encontrou 52° de curvatura lombar normal. Por fim, Vialle et. al. (2005), utilizando radiografias digitalizadas encontraram 60° de curvatura (Suaide, 2008; Boss e Aebi, 2008).

Percebe-se que há uma discrepância de valores na mensuração da lordose lombar, os autores afirmam que há uma carência de estudos que avaliam o ângulo normal da lordose lombar e que muitos usam o método

de Cobb, porém não há consenso nos parâmetros utilizados para mensurar o ângulo.

Figura 9 - Demonstração da mensuração do ângulo da lordose lombar (à esquerda) e dos outros ângulos que podem ser mensurados nessa região (à direita).



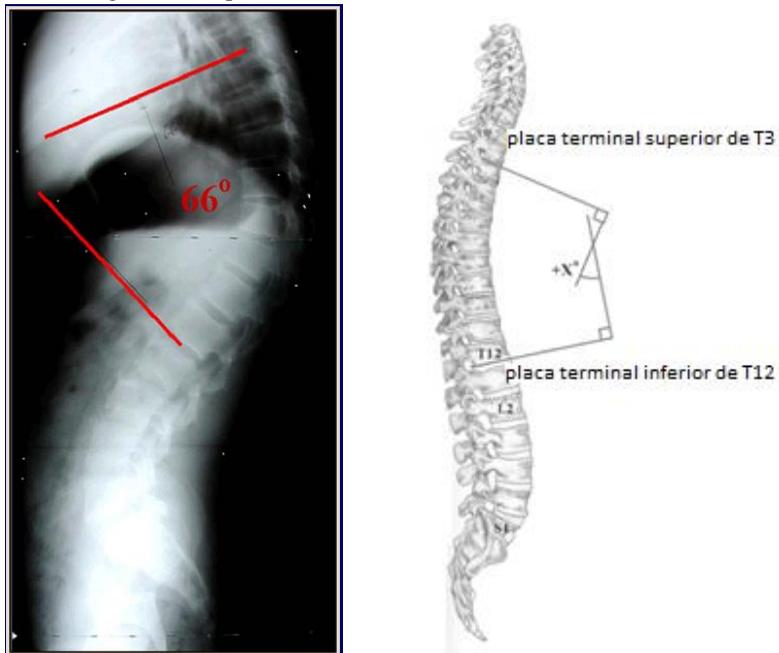
Fontes: Suaide (2008) e Boss e Aebi (2008).

2.2.2 Ângulo da Cifose Dorsal

O processo de mensuração da cifose dorsal (Figura 10) é similar ao da lordose lombar, porém os parâmetros são outros. Bradford et. al. (1994) utilizaram as vértebras T1 e T12 para a o cálculo do ângulo da cifose. Já Teixeira (2006) utilizou-se das vértebras C7 e T12 enquanto Leroux et. al. (2000) usou T2 e T12 (Suaide, 2008; Boss e Aebi, 2008).

Alguns autores, concluíram que o ângulo normal da cifose torácica varia entre 20° e 40° (Poolman, Been e Ubags, 2002). Loubresse, Vialle e Wolff (2005) citam que o ângulo médio da cifose torácica é 37°, porém, outros estipularam que o limite entre fisiológico e patológico é o intervalo de 20° a 60° (Fon, Pitt e Thies, 1980; Bernhardt e Bridwell, 1989). No caso da cifose torácica, segundo Bernhardt e Bridwell (1989), os valores normais são bem definidos, algo que não ocorre para a lordose lombar (Suaide, 2008; Boss e Aebi, 2008).

Figura 10 - Demonstração da mensuração do ângulo da cifose dorsal, utilizando uma radiografia (à esquerda) e um desenho (à direita).



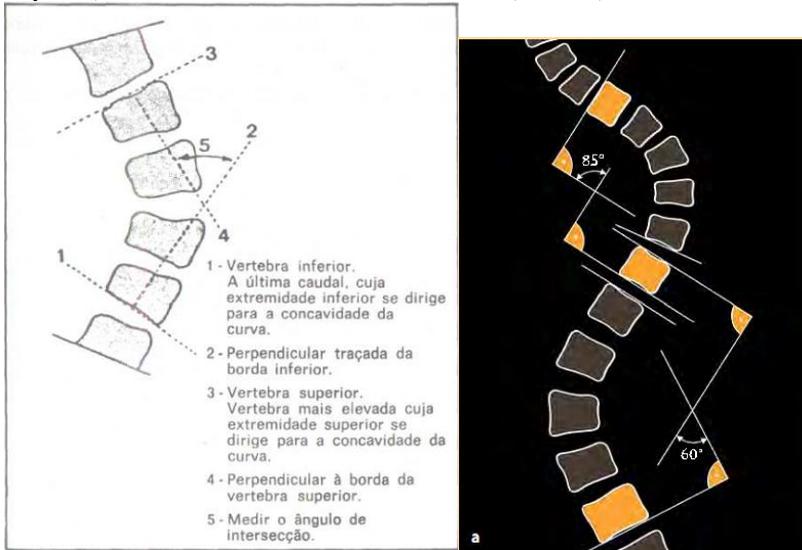
Fontes: Pashman (2011) e Maçaneiro et al. (2010).

2.2.3 Ângulo da Escoliose

O princípio para a mensuração da escoliose (Figura 11) é o mesmo dos já descritos acima, porém os parâmetros não podem ser definidos, ficando a análise para cada caso em particular. Normalmente são usadas as vértebras que inclinam ao máximo para dentro da concavidade da curva estrutural.

O autor Ricard (1999 apud Suaide, 2008) classifica em intervalos de ângulos os graus de escoliose, como segue: Grau 1 – angulação inferior a 20°, não há a necessidade de tratamento fisioterapêutico; Grau 2 – angulação de 20° a 30°, necessidade de tratamento fisioterapêutico; Grau 3 – angulação de 31° a 50°, tratamento fisioterapêutico e uso de colete; Grau 4 – angulação maior de que 51°, tratamento cirúrgico.

Figura 11 - Demonstração com passo-a-passo da mensuração da escoliose (à esquerda) e um caso da medida de uma escoliose (à direita).



Fonte: Knoplich (1989) e Boss e Aebi (2008).

2.3 Unidade de Medição Inercial – Inertial Measurement Unit (IMU)

A IMU é composta por dois tipos de sensores – acelerômetro e giroscópio – os quais são sensores inerciais do tipo *MEMS* (*Micro-Electro-Mechanical System*), ou seja, Sistema Micro-Eletromecânico, pois são construídos em dimensões micrométricas. Uma característica importante da IMU é que oferece medidas com 6 graus de liberdade (6DoF, *6 Degrees of Freedom*), obtendo resolução ultrafina para aplicações como equipamentos médicos de imagem, instrumentação cirúrgica, próteses avançadas e automação de veículos. A vantagem de se utilizar essa unidade é que proporciona a medida de múltiplas funções chamadas de “Os Cinco Sentidos do Movimento”, como a aceleração, a vibração, o choque, a inclinação e a rotação (O’Reilly e Weinberg, 2010).

O uso de IMUs na área médica tem se evidenciado por ter a vantagem de ser um método não invasivo e que pode ser inserido nas seguintes áreas: (i) na avaliação de bloqueio neuro-muscular (BNM) por Aceleromiografia (Ott, 2009; Viby-Morgensen, 1988); (ii) no monitoramento de movimento corporal para avaliação de atividades

físicas através da Acelerometria (Janz, Witt e Mahoney, 1995; Eston, Rowlands, Ingledeu, 1998; Hendelman, Miller, Baggett, Debold, Freedson, 2000); sendo comparada a métodos que utilizam vídeo para este fim (Aminian, Robert, *et al.*, 1999); (iii) na análise da vibração em motoristas de ônibus e veículos pesados (Balbinot, 2001); (iv) na avaliação da eficiência da caminhada em pessoas idosas (Iwashita et al., 2003); (v) na avaliação do equilíbrio e da postura de indivíduos portadores da Doença de Parkinson (Dutra Filho et al., 2007); (vi) na detecção da postura da coluna na posição sentada (Claus et al., 2009); e (vii) finalmente, na área esportiva, na análise da performance de nadadores (Le Sage et al., 2010).

Os dois sensores que compõem a IMU serão descritos nos subcapítulos a seguir.

2.3.1 Acelerômetros

O acelerômetro é um transdutor que transforma um sinal mecânico, neste caso a aceleração estática e/ou dinâmica, em um sinal elétrico.

A aceleração é uma característica física de um sistema e pode ser usada como entrada em alguns tipos de sistemas de controle, como corrigir as mudanças nas condições dinâmicas do sistema.

É a taxa da variação da velocidade ou a derivada da velocidade em função do tempo. Também, pode ser dada pela derivada ao quadrado do deslocamento em função do tempo ao quadrado. Essas definições são apresentadas na Equação 1 (Halliday et al., 2002):

$$a = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} \quad (1)$$

Nas unidades do sistema internacional, SI, a aceleração é medida em metros por segundo ao quadrado (m/s^2). Mas também pode ser medida na unidade g, no qual a relação da gravidade da Terra ao nível do mar é $1g = 9,8 \text{ m/s}^2$.

Algumas referências de aceleração em g (Texas Instruments, 2005): Gravidade da Terra - 1 g; Passageiro do carro em uma curva - 2 g; Carro da Formula Indy em uma curva - 3 g; Bobsled em uma curva - 5 g; Uma pessoa inconsciente - 7 g; Ônibus espacial - 10 g.

A aceleromiografia é uma técnica mecanomiográfica baseada na utilização do acelerômetro (transdutor de aceleração), que constitui uma fonte de sinal utilizado para mensuração da resposta evocada de uma atividade motora de um músculo, por exemplo.

2.3.1.1 Funcionamento

A racionalidade por trás deste método é a Segunda Lei de Newton (Viby-Mogensen, 1988), a qual relaciona a aceleração de um corpo com a força aplicada sobre este. Na Equação 2 é apresentada a Lei, descrita acima, na forma vetorial. Tendo em vista que a massa (m) do corpo a ser instalado no transdutor não sofrerá variações, esta equação demonstra que a aceleração (\vec{a}) é linearmente correlacionada à força (\vec{F}) sobre o corpo.

$$\vec{F} = m\vec{a} \quad (2)$$

2.3.1.2 Tipos de acelerômetros e parâmetros

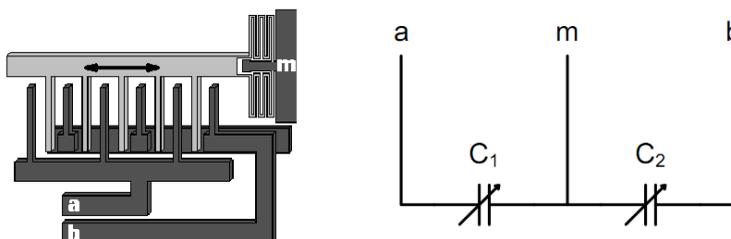
A) Tipos de acelerômetros:

Existem vários métodos que podem ser utilizados para a constituição de um acelerômetro, mas os tipos mais comuns, segundo o documento *Accelerometers and How they Work (Texas Instruments, 2005)*, são: (a) Capacitivo: através de três bastões de metal, dois fixos e um móvel entre estes, podem gerar um capacitor diferencial e em função do movimento deste cursor móvel se relaciona a aceleração como proporcional à variação das duas capacitâncias. A Figura 12 mostra a disposição destes bastões em um acelerômetro; (b) Piezo-elétrico: possui um cristal piezo-elétrico montado na pastilha do acelerômetro. Através da tensão de saída deste cristal em função da vibração sofrida por este, relaciona-se a aceleração proporcionalmente a esta tensão; (c) Piezo-resistivo: princípio semelhante ao capacitivo, porém é formado um potenciômetro diferencial, que varia a sua resistência proporcionalmente à aceleração; (d) Efeito Hall: o movimento é convertido para um sinal elétrico através da sensibilidade à variação de campos magnéticos; (e) Magneto-resistivo: princípio semelhante ao de efeito Hall, porém ocorre a variação na resistividade do material constituinte com a sensibilidade a variações de campo magnético; (f) Transferência de Calor: a movimentação de uma massa de calor interna ao sensor, causada pela aceleração, causa uma mudança de valor aferido por um sensor interno de temperatura.

Entretanto, a forma de transdução de maior interesse para este trabalho é o princípio capacitivo, largamente difundido em modelos comerciais de acelerômetros. Conforme é apresentado na Figura 12, a construção dos acelerômetros capacitivos se baseia em três bastões de metal, um móvel (m) fixado a um elemento elástico e posicionado entre

dois bastões fixos (a) e (b). Assim, é gerado um capacitor diferencial e em função do deslocamento deste cursor se relaciona a aceleração como proporcional à variação das capacitâncias C_1 e C_2 .

Figura 12 - Configuração capacitor diferencial presente internamente aos acelerômetros e seu circuito elétrico equivalente.



Fonte: Ott (2009).

B) Parâmetros principais:

Certos parâmetros principais definem a aplicabilidade de um acelerômetro e devem ser considerados em um projeto, como seguem: o número de eixos ortogonais de mensuração – variando entre um e três eixos; a sensibilidade – dada tipicamente por mV/g para acelerômetros com saída analógica ou por mg/dig (mili-g por dígito binário) para acelerômetros com saída digital (onde g corresponde a uma base de medida de aceleração, $1g \cong 9,81m/s^2$ - aceleração da gravidade ao nível do mar) – e sua precisão; a faixa de aceleração do dispositivo (em g) – que pode ser fixa ou variável, conforme o acelerômetro usado; e a banda de frequência em Hertz (Analog Devices, 2007; ST Microelectronics, 2008, Texas Instruments, 2005).

Outra característica é a linearidade que é descrita como o máximo desvio da curva de calibração de uma linha reta, dada por (Texas Instruments, 2005):

$$Linearidade = V_{out,0g} - \frac{1}{2}(V_{out,+1g} + V_{out,-1g}) \quad (3)$$

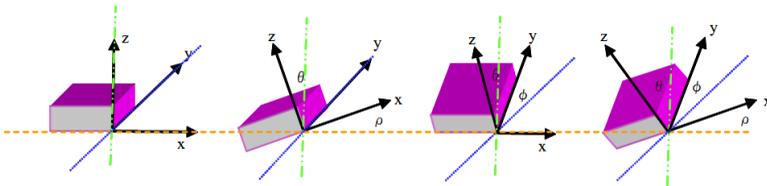
A sensibilidade que é a medida que quantifica as mudanças na saída do sensor conforme a mudança na entrada da aceleração, dada por mV/g (analógico) ou $mV/dígito$ (digital).

$$\text{Sensibilidade} = \frac{\Delta V_{out}}{\Delta g} = \frac{V_{out,+1g} + V_{out,-1g}}{2g} \quad (4)$$

Além da demonstração da aplicação das fórmulas dadas, pode-se também evidenciar o que está destacado em verde (Figura 13), como a variação da leitura de tensão de saída para a posição que indica 0g. Por exemplo, na posição 0g com um valor diferente do teórico irá apresentar variação maior ainda na leitura de outras acelerações.

Para diferentes posições de um acelerômetro de três eixos, são definidos três ângulos que podem ser calculados através de ρ , ϕ e θ , representados nas Equações 5, 6 e 7.

Figura 13 - Demonstração do posicionamento dos vetores conforme são feitas as mudanças no posicionamento do acelerômetro.



Fonte: Texas Instruments (2005).

$$\rho = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (5)$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (6)$$

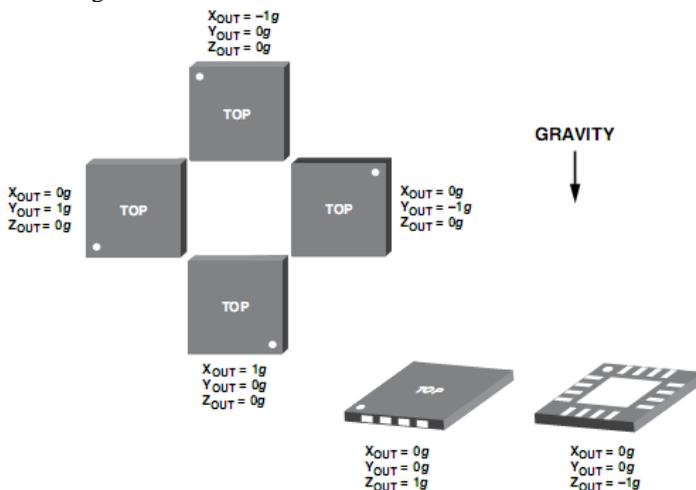
$$\theta = \arctan\left(\frac{\sqrt{A_x^2 + A_y^2}}{A_z}\right) \quad (7)$$

O ângulo ρ é o ângulo medido entre o eixo x positivo e a resultante da aceleração no eixo x (A_x), o ângulo ϕ é o ângulo medido entre o eixo y positivo e a resultante da aceleração no eixo y (A_y) e, por fim, o ângulo θ é o ângulo medido entre o eixo z positivo e a resultante da aceleração no eixo z (A_z). Por fim, é apresentada uma equação (Equação 8) a qual define que a aceleração estática, independente da posição que se encontra o acelerômetro, é sempre $1g$.

$$\vec{a}_{x,y,z} = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} = 1g \quad (8)$$

Na Figura 14, são apresentados os valores padrão estáticos para as posições dos acelerômetros da Analog Devices, o que pode ser usado para as outras marcas, tais como STMicroelectronics, Freescale, entre outros.

Figura 14 - Valores de aceleração para cada posição de um acelerômetro de 3 eixos ortogonais.



Fonte: Analog Devices (2007).

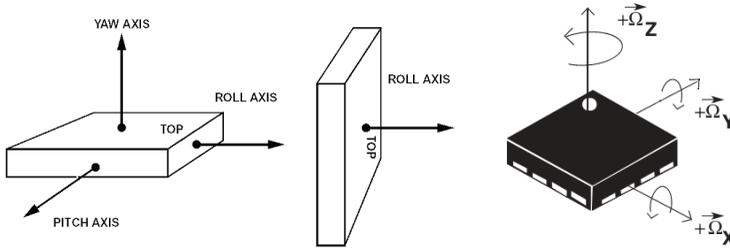
2.3.2 Giroscópios

O giroscópio é um transdutor que transforma um sinal mecânico, neste caso a variação angular, em um sinal elétrico. A rotação é uma característica física de um sistema e pode ser usada como entrada em alguns tipos de sistemas de controle e é representada pela taxa da variação angular em função do tempo, mostrado na Equação 9.

$$\Omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (9)$$

Os giroscópios são usados para medir a velocidade angular ($^{\circ}/s$), ou seja, o quão rápido um objeto gira. A rotação é tipicamente medida com referência a um dos três eixos: *yaw* (eixo Z), *pitch* (eixo X) ou *roll* (eixo Y). A Figura 15 mostra um diagrama de representação de cada eixo de sensibilidade em relação ao giroscópio sobre uma superfície plana.

Figura 15 – Eixos de sensibilidade rotacional do giroscópio em 3D.



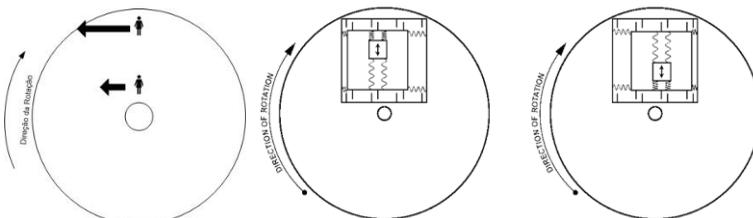
Fonte: Analog Devices (2013) e STMicroelectronics (2011).

Uma das características mais importantes para utilizar um giroscópio é a capacidade do dispositivo para fornecer de forma confiável uma taxa de saída de sinal angular preciso, mesmo na presença de choque e vibração oriundos da aceleração linear.

2.3.2.1 Funcionamento

A velocidade angular pode ser medida em um giroscópio em função da aceleração Coriolis. O efeito Coriolis pode ser explicado na Figura 16. Considerando que uma pessoa está em pé sobre uma plataforma giratória, perto do centro, a velocidade em relação ao solo possui uma intensidade. Se essa pessoa se desloca para um ponto próximo da borda exterior da plataforma, a velocidade em relação ao solo aumenta. A taxa de aumento da velocidade tangencial provocou a velocidade radial, a qual é chamada aceleração de Coriolis, definida por um matemático francês chamado Gaspard G. de Coriolis (1792-1843).

Figura 16 – Exemplo da aceleração Coriolis.



Fonte: Adaptado de Analog Devices (2013).

Nesse caso, o giroscópio tem a vantagem de usar esse efeito usando uma massa ressonante análoga ao objeto que se move para fora e para dentro sobre uma plataforma rotativa. A massa é uma

micromáquina de polisilício e é fixada a uma estrutura de polisilício que pode ressoar ao longo de uma direção, apresentada na Figura 16.

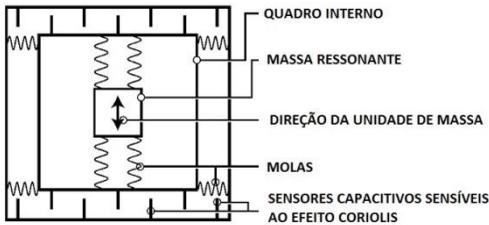
2.3.2.2 Tipos de giroscópios e parâmetros

A) Tipos de giroscópios

Os giroscópios podem ser feitos de materiais diferentes e com princípios de funcionamento diferentes, dentre eles: (a) giroscópio rotativo: consiste em um disco giratório sobre um eixo, o qual está montado sobre um conjunto de cardans, cada cardan oferece ao disco rotativo um grau adicional de liberdade de rotação e explora a lei de conservação do momento angular; (b) giroscópio piezoelétrico, o material pode ser induzido a vibrar e o movimento lateral devido à força centrífuga pode ser medido com um sinal relacionado com a velocidade de rotação; (c) giroscópio de estrutura vibratória: mais conhecido como *MEMS*, o princípio de funcionamento é pela aceleração Coriolis, como já foi explicado anteriormente; (d) giroscópio óptico: operam pelo princípio do efeito Sagnac, no qual uma fonte de luz é posicionada em um círculo emitindo dois feixes de luz em direções opostas, assim a variação angular é medida pela diferença de tempo que os feixes de luz levam para percorrer todo o círculo. (Analog Devices, 2013; e STMicroelectronics, 2011)

No caso do giroscópio escolhido no projeto, para medir a aceleração Coriolis (Figura 17), o quadro que contém a massa ressonante é presa ao substrato por meio de molas a 90° em relação ao movimento de ressonância. As placas dos sensores capacitivos sensíveis ao efeito Coriolis são usadas para detectar o deslocamento da armação pela variação da capacitância, em resposta à força exercida pela massa. O deslocamento devido à velocidade angular induz uma capacitância diferencial neste sistema, diretamente proporcionais. Para que não haja interferência na medida da velocidade angular, como choques e vibrações na estrutura mecânica, a estrutura do giroscópio possui dois ressonadores mecanicamente independentes que operam em anti-fase, como resultado, medem a mesma magnitude de rotação com direções opostas. Desse modo, há a rejeição de acelerações externas de modo comum com o cancelamento dos sinais não-rotacionais que afetam os sensores.

Figura 17 - Estrutura mecânica do giroscópio do tipo MEMS



Fonte: Adaptado de Analog Devices (2013).

B) Parâmetros principais

As características mais importantes ao se escolher o giroscópio ideal para uma determinada aplicação são: número de eixos ortogonais, sensibilidade, precisão, faixa de velocidade angular e banda de frequência.

O fundo de escala da velocidade angular medida em graus por segundo ($^{\circ}/s$ ou *dps*, *degree per second*) no giroscópio é definido pelo valor máximo que o giroscópio pode medir quando o sinal de saída está saturado.

A sensibilidade (mV/dps) define a relação entre $1^{\circ}/s$ e a variação da tensão de saída analógica do giroscópio no nível zero. Para giroscópios digitais, a sensibilidade é medida em mili graus por segundo por LSB ($mdps/LSB$).

A tensão de saída de um giroscópio é diretamente proporcional à velocidade angular, determinada pela sensibilidade do sensor. O máximo valor a ser medido da velocidade angular (Equação 10) do giroscópio vai depender o fundo de escala da tensão e da sensibilidade.

$$\Omega = \frac{V_{out_{max}} - V_{out_{min}}}{Sensibilidade} \quad (10)$$

2.3.3 Considerações sobre parâmetros dos giroscópios e acelerômetros no protótipo proposto

Acelerômetros e giroscópios podem possuir de um até três eixos ortogonais entre si e cada um possui uma saída analógica ou digital associada. Em vista disto, o uso de um processador de sinais se torna evidente, visto que operações matemáticas devem ser efetuadas com estes sinais, para que possa ser obtida uma resposta fidedigna ao movimento efetuado. O fator mais preponderante em termos de influência na quantificação do movimento ao se utilizar estes sensores é

a taxa de amostragem de sinal de entrada vinculado ao processador de sinais que é utilizado.

Os parâmetros considerados fundamentais para se aplicar em uma IMU na técnica da análise e correção postural são o número de eixos sensíveis, a faixa de aceleração, a banda de frequência e a sensibilidade, pois estão fortemente relacionados com a descrição dos movimentos dinâmicos e estáticos das curvaturas da coluna. A aplicação requer um acelerômetro e um giroscópio de três eixos, visto que os movimentos, que a IMU sofrerá, será nos dois planos a serem analisados na coluna, sagital e coronal. Para efeito de comparação dos sensores escolhidos e de outros sensores utilizados em projetos pesquisados na literatura, no projeto de análise das curvaturas da coluna de Wong e Wong (2008) os acelerômetros usados são de três eixos da Kionix, modelo KXM52, os quais são analógicos e possuem fundo de escala variável entre $\pm 1g$ e $\pm 6g$ e frequência de aquisição de até 250 Hz.

2.4 Métodos de Cálculo de Ângulos para IMUs

Na literatura pesquisada foram encontrados vários métodos de cálculo para determinar os ângulos medidos das IMUs com 6DoF. O desafio se encontra em um método capaz de juntar as informações fornecidas pelos dois sensores, acelerômetro e giroscópio, pois ambos retornam valores com grandezas diferentes – aceleração em g e velocidade angular em $graus/s$ – e transformar em um valor de ângulo em $graus$ de inclinação em relação ao eixo gravitacional para cada eixo do espaço 3D.

A vantagem de juntar os valores medidos dos dois sensores é um resultado mais preciso para determinar ângulos. Os acelerômetros, quando submetidos a movimentos dinâmicos são suscetíveis à aceleração linear (choque e vibrações), retornam valores angulares com ruídos, pois a aceleração total não é igual a 1. Os giroscópios, quando submetidos a movimentos estáticos, retornam valores angulares iguais a zero e quando submetidos a movimentos dinâmicos podem causar o efeito de deriva (*drift*) ao longo do tempo. Dessa forma, quando há movimento estático, a medida angular é determinada preferencialmente pelo acelerômetro e quando há movimento dinâmico, é determinada preferencialmente pelo giroscópio. (O'Reily & Weinberg, 2010)

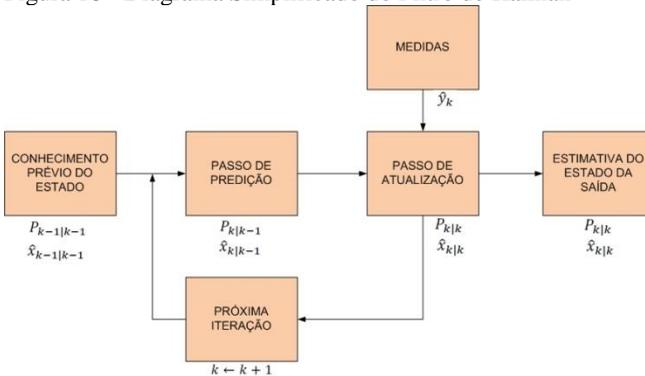
Os métodos de cálculo de ângulos de IMUs pesquisados utilizam o princípio do filtro de Kalman e outras variações deste método, que reduzem a complexidade matemática e obtêm resultados rapidamente com poucos passos. O princípio de um filtro passa-faixa, composto de

um filtro passa-alta e passa-baixa são aplicáveis nos métodos alternativos ao do método do Filtro de Kalman. Nos subcapítulos a seguir serão apresentados os métodos encontrados.

2.4.1 Método Filtro de Kalman

O filtro de Kalman é um filtro digital usado para filtrar ruído em uma série de medidas registradas ao longo de um período de tempo. O algoritmo do filtro é baseado em dois passos, a predição e atualização do estado de saída. O primeiro é a predição que estima a variável de estado atual e a covariância do erro do estado atual. Esta etapa envolve apenas as variáveis anteriores ao estado atual. A segunda etapa já envolve a variável de estado estimada, a covariância estimada e o valor medido para resultar no valor real da variável de estado. Em resumo, o algoritmo funciona por meio de uma média ponderada sobre o valor previsto e o valor atual, com cálculos de multiplicação, transposição e covariância de matrizes envolvendo constantes e variáveis auxiliares do filtro. Um diagrama simplificado pode ser visto na Figura 18, onde \hat{x} representa a variável de estado e P , a covariância do erro. (Figueiredo et al, 2007)

Figura 18 - Diagrama Simplificado do Filtro de Kalman



Fonte: Adaptado de Singhal et al. (2012).

Este filtro funciona no domínio de tempo discreto e funciona muito bem para fusão de dados de sensores, assumindo a medida de um sensor como o valor medido e do outro como valor previsto. Nesse caso, a aplicação de filtro de Kalman é amplamente utilizado para integrar sistemas de GPS (Sistema de Posicionamento Global) e IMUs. (O'Reily & Weinberg, 2010)

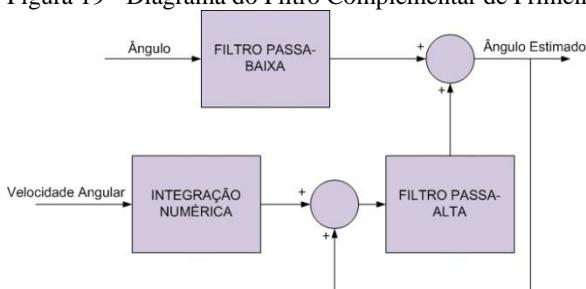
2.4.2 Método Simplificado do Filtro de Kalman

O método alternativo baseado no filtro de Kalman possui uma redução matemática das matrizes, possibilitando ser processado por um sistema embarcado. Existem dois tipos de filtros que podem ser aplicados nesse método simplificado: Filtro Complementar de Primeira Ordem e Filtro Complementar de Segunda Ordem.

2.4.2.1 Filtro Complementar de Primeira Ordem

O Filtro Complementar de Primeira Ordem é composto de duas etapas simples: o valor de ângulo medido é filtrado por um passa-baixa e somado ao valor da velocidade angular que foi integrado numericamente e filtrado por um passa-alta, resultando no ângulo final. As constantes dos filtros são determinadas a partir da taxa de amostragem das medidas dos sensores. Estas duas etapas são repetidas a cada iteração de novas medidas fornecidas pelas IMUs.

Figura 19 - Diagrama do Filtro Complementar de Primeira Ordem

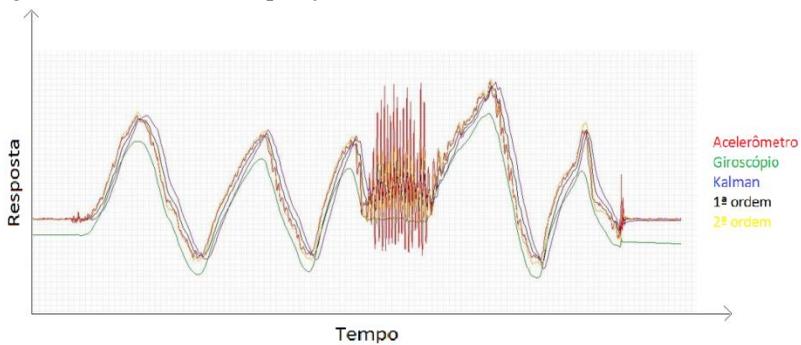


Fonte: Adaptado de Maele (2013).

2.4.2.2 Filtro Complementar de Segunda Ordem

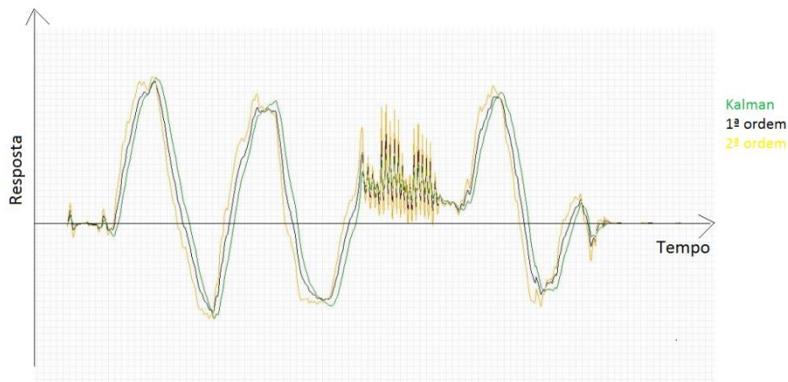
O Filtro Complementar de Segunda Ordem é composto por mais etapas que o filtro anterior, assemelhando-se ao filtro de Kalman. Possui uma constante k determinada previamente e que depende da taxa de amostragem dos sensores, portanto aplica-se a melhor constante para cada caso específico.

Figura 21 - Gráfico de comparação dos filtros com as medidas de entrada



Fonte: Adaptado de Colton (2007).

Figura 22 - Gráfico de comparação dos filtros



Fonte: Adaptado de Colton (2007).

2.5 Estado da Arte

Existem dois tipos de métodos para avaliar as curvaturas da coluna: o invasivo e o não invasivos. Nos subcapítulos a seguir são apresentados os métodos e alguns instrumentos utilizados para as avaliações das curvaturas.

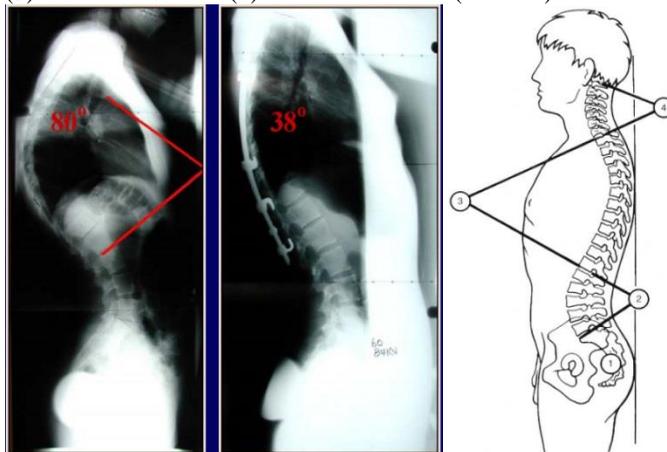
2.5.1 Método Invasivo

A radiografia ou os raios X é uma técnica invasiva para avaliar a postura, sendo normalmente o exame de escolha para confirmar desvios posturais, assimetrias e achados clínicos relevantes. O perigo dos raios X é que possuem a capacidade de penetração em vários tecidos e em graus variados (Suaide, 2008).

O uso da radiografia é o método mais comum para a mensuração da curvatura da coluna vertebral e é validado cientificamente, porém a exposição à radiação é algo prejudicial à saúde e muitas vezes são necessárias mais de uma sessão de radiografias para um mesmo indivíduo. Devido ao risco da exposição à radiação, o método é considerado invasivo e é considerado de alto custo, pois requer uma pessoa especializada e licenciada para manipular o equipamento para realizar a mensuração das curvaturas (Rolim, 2010).

Na pesquisa dos autores Goh et al. (2000), foram feitos estudos para avaliar três métodos para mensuração das curvaturas da coluna por meio de radiografias. Já, Pashman (2011) demonstra que usa as radiografias para mostrar a evolução do quadro de um paciente submetido à cirurgia corretiva. Os autores Gonçalves e Pereira (2008) realizaram o estudo da avaliação radiológica em adolescentes dos ângulos das curvaturas da região lombar e sacral. Leroux et al. (2002) utilizam as radiografias para verificar a cifose torácica e a lordose lombar em pacientes com escoliose idiopática. E, finalmente, Maçaneiro et al. (2010) fizeram estudos comparativos de dois métodos de posicionamento para radiografias da coluna para verificação do Método de Cobb na avaliação da cifose torácica. Na Figura 23, são demonstradas algumas radiografias e uma gravura com a utilização do Método de Cobb.

Figura 23 - Demonstração da evolução do quadro de um paciente após cirurgia de correção da hiper cifose (à esquerda) e demonstração da mensuração dos ângulos das curvaturas sagitais. (1) curvatura lombo-sacral (2) curvatura lombar (3) curvatura torácica (4) curvatura cervical (à direita).



Fonte: Pashman (2011) e Kapandji (2000).

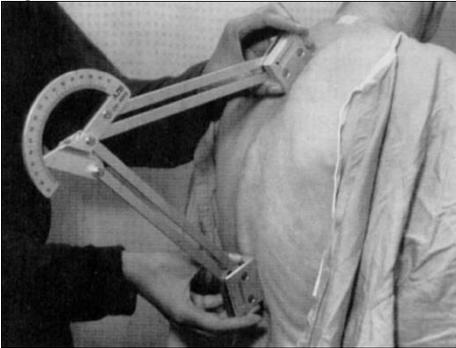
2.5.2 Métodos Não Invasivos

Métodos não invasivos foram criados para evitar o uso de radiografias, pois estes são mais baratos, mais fáceis e não apresentam tantos riscos à saúde. Estes métodos propiciam o acompanhamento e evolução do paciente, não se preocupando com o número de vezes que será feita a coleta de dados. Demais métodos não invasivos que demandam desenhos manuais são apresentados no Apêndice A.

2.5.2.1 Cifômetro de DeBrunner

O cifômetro de DeBrunner (Figura 24) é um aparelho simples, porém o seu manuseio é dificultado pelo seu peso e a obtenção de um bom modelo tem custo elevado. Para mensurar o ângulo colocam-se as bases nos processos espinhosos que se deseja analisar. Lundon, Li e Biberstein (1998) compararam o método de Cobb por radiografia com o cifômetro e encontraram uma boa correlação entre eles. Korovesis et. al. (2001) encontraram um ICC (Coeficiente de Correlação Intraclasse) de 0,84 entre os dois métodos. Assim como os métodos mostrados anteriormente, o Cifômetro de DeBrunner se limita a trabalhar apenas com o plano sagital, não sendo possível a mensuração da escoliose (Suaide, 2008 e Nery, 2009).

Figura 24 - Cifômetro de DeBrunner.



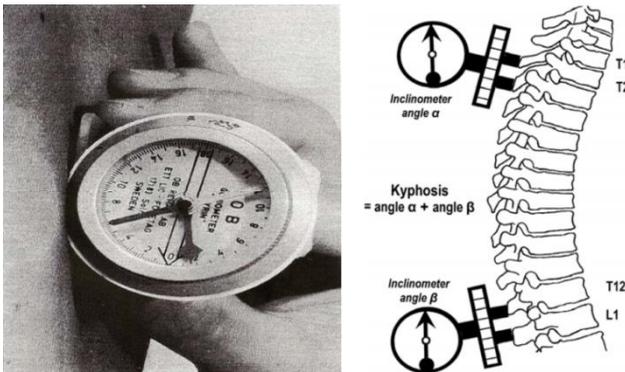
Fonte: Suaide (2008).

2.5.2.2 Inclinômetro de Myrin

O inclinômetro de Myrin (Figura 25) mensura os graus de desvios da coluna vertebral no plano sagital e somente pode ser utilizado na posição vertical. Este possui uma agulha no seu interior que funciona como um pêndulo em seu mostrador circular rotatório adjunto a uma escala em ambos os sentidos, iniciando a partir de zero (Nery, 2009; García, 2011).

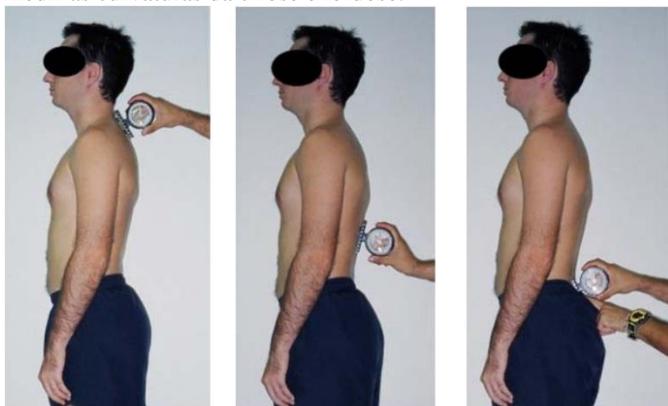
Lewis e Valentine (2010) fizeram um estudo da avaliação da cifose torácica em indivíduos com e sem dor na região do pescoço, utilizando o inclinômetro para avaliação clínica dos sujeitos. Miñarro et al. (2007) fizeram o uso do inclinômetro para avaliar a disposição das curvaturas sagitais de praticantes de musculação (Figura 26).

Figura 25 - Inclinômetro de Myrin (à esquerda); Demonstração da mensuração da cifose torácica com o uso de um inclinômetro.



Fonte: Nery (2009) e Lewis e Valentine (2010).

Figura 26 - Demonstração do método usado por Miñarro et al. (2007) para medir as curvaturas da cifose e lordose.

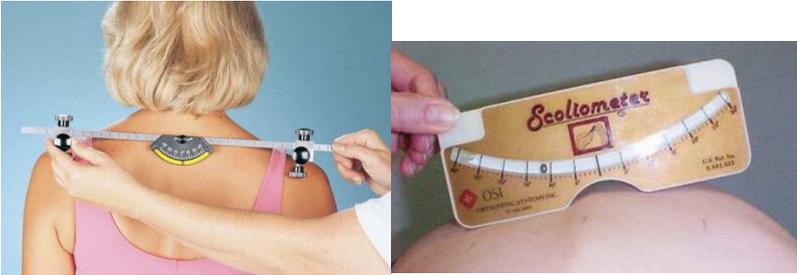


Fonte: Miñarro et al. (2007).

2.5.2.3 Escoliômetro

O escoliômetro é uma ferramenta usada para a avaliação da escoliose. O seu mecanismo principal é bastante simples: um nivelador. Há alguns tipos de escoliômetros, sendo que um dos dois mais utilizados consiste em uma haste onde há dois apoios nas suas extremidades e no centro um nivelador, apresentado na Figura 27. O avaliador fixa os apoios nos pontos esquerdo e direito simétrico das costas do sujeito e o nivelador informa o ângulo de desvio. Outro escoliômetro (Figura 27) bastante utilizado é praticamente um nivelador com uma fenda em sua coluna. O indivíduo deve se curvar e o avaliador encaixa a fenda em sua coluna. O nivelador mostrará o ângulo do desvio. Bunnell (1984) realizou um estudo com 1065 sujeitos encontrando uma forte correlação com o método de Cobb pelo raio-X ($r = 0,89$), entretanto, Pearsall (1992) criticou o escoliômetro pelo alto número de falso-positivos encontrados, mostrando uma tendência em retornar um ângulo maior que o medido pelo raio-X. Ao contrário dos demais métodos mostrados nessa revisão, o escoliômetro é específico para a mensuração da escoliose, não sendo possível a análise no plano sagital (Suaide, 2008).

Figura 27 - Escoliômetro com haste (à esquerda) e escoliômetro sem haste (à direita).



Fonte Suaide (2008).

2.5.2.4 Spinal Mouse

O *Spinal Mouse* (Figura 28) é formado por uma carcaça curva e duas rodas que mensura as mudanças de inclinação e suas distâncias através de um prumo interno. O aparelho se comunica via *wireless* com a base, que não deve ficar a mais de 2 metros do *Spinal Mouse*®. Mannion et. al. (2004) realizaram um estudo e por fim conseguiram um ICC de 0,83 entre os dois examinadores que participaram, obtendo ICC menores variando os dias de coletas. O preço inicial do *Spinal Mouse* é próximo aos oito mil dólares (Suaide, 2008).

Figura 28 - Spinal Mouse e seu método de coleta.



Fonte: Suaide (2008).

2.5.2.5 Cinemetria

A cinemetria é a metodologia biomecânica que se destina à obtenção de variáveis cinemáticas para a descrição de posições ou movimentos no espaço. Ela permite a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais, buscando medir os parâmetros cinemáticos do movimento, isto é, posição, orientação, velocidade e aceleração desses segmentos. O instrumento básico para medidas cinemáticas é o baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento ou as coordenadas de pontos de interesse e então através

de software específico calculam as variáveis cinemáticas de interesse (Beer e Johnston, 1991). Há dois métodos distintos para a mensuração da curvatura da coluna utilizando cinemática: usando câmeras infravermelhas e usando câmeras fotográficas (Suaide, 2008).

Figura 29 - Demonstração do Trabalho de Suaide (2008).

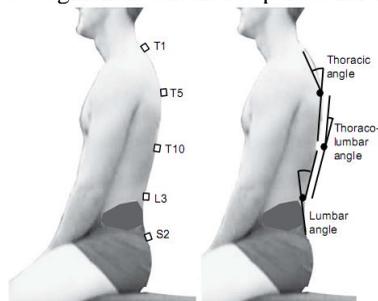


Fonte: Suaide (2008).

2.5.2.6 Sensores de posição

No projeto de análise das curvaturas da coluna na posição sentada de Claus et al. (2009) sensores de posição são colocados sobre a pele ao longo da coluna (Figura 30), em pontos estratégicos para detectar as curvaturas da coluna, como o ângulo torácico, o ângulo toraco-lombar e o ângulo lombar. Os sensores de posição fornecem as coordenadas nos três eixos cartesianos em relação a uma referência e com os valores das posições podem ser formados os segmentos e calculados os ângulos entre os segmentos. O objetivo desse projeto era detectar se existe uma posição ideal, ergonomicamente, para sentar, porém o foco foi a detecção das várias posições que se pode ter quando o indivíduo está sentado.

Figura 30 - Representação do posicionamento dos sensores sobre as vértebras e os segmentos calculados para achar os ângulos.



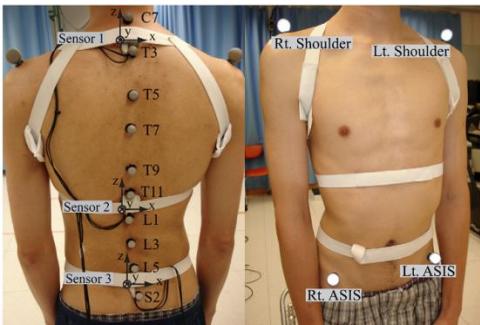
Fonte: Claus et al. (2009).

2.5.2.7 Aceleromiografia

No projeto de análise das curvaturas da coluna na posição sentada de Wong e Wong (2008) são usados três acelerômetros de três eixos para poder captar as curvaturas da coluna nos dois planos. Os acelerômetros são posicionados entre as vértebras que possuem uma maior inclinação, ou seja, as vértebras que, usualmente no método de Cobb, são usadas para medir as curvaturas da cifose torácica (C7-T1 e T12-L1) e as curvaturas da lordose lombar (T12-L1 e L5-S1), sendo que para a curvatura da escoliose são usadas as posições (C7-T1 e L5-S1), ao todo são três sensores posicionados entre as regiões descritas anteriormente. Este método de análise das curvaturas foi comparado a um sistema de análise de movimentos por vídeo, chamado *Vicon System*, por isso a presença de marcadores ópticos no corpo do indivíduo mostrado na Figura 31.

O sistema criado com os acelerômetros se mostrou eficiente quando eram detectadas as curvaturas da coluna em movimentos quase estáticos, porém quando as curvaturas eram detectadas com movimento, os valores variavam muito com relação ao sistema de detecção por vídeo. Os autores concluíram que este método por acelerômetros só deve ser usado para movimentos quase estáticos para detectar os ângulos em cada acelerômetro.

Figura 31 - Disposição dos acelerômetros (sensores 1 à 3) colocados no corpo com tiras de elástico e os marcadores ópticos indicando as vértebras para o sistema Vicon.



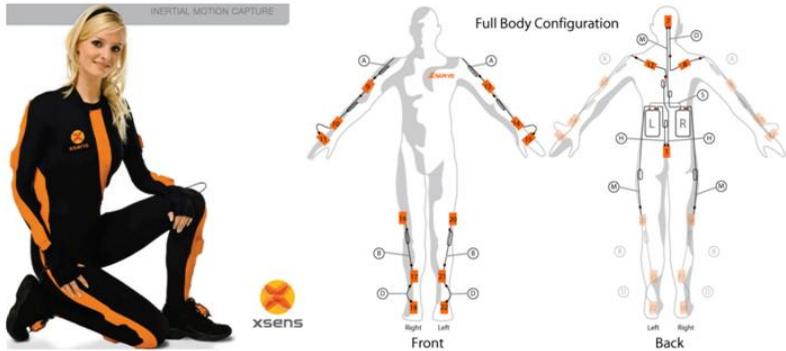
Fonte: Wong e Wong (2008).

2.5.2.8 XSENS

Trata-se de um sistema criado para captar movimentos do corpo humano sem a necessidade do uso de câmeras, apenas com o uso de sensores de posição, aceleração, rotação, pressão e campo magnético.

Cada conjunto de sensores estão dispostos em pequenas caixas laranjas que são distribuídas no corpo através da veste apresentada na Figura 32. As leituras dos sensores são enviadas ao PC, onde os movimentos são reproduzidos por um modelo virtual em 3D.

Figura 32 - Sistema XSENS: à esquerda é apresentado o macacão onde são dispostos os sensores; à direita é apresentado o posicionamento dos sensores.



Fonte: XSENS Technologies (2013).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

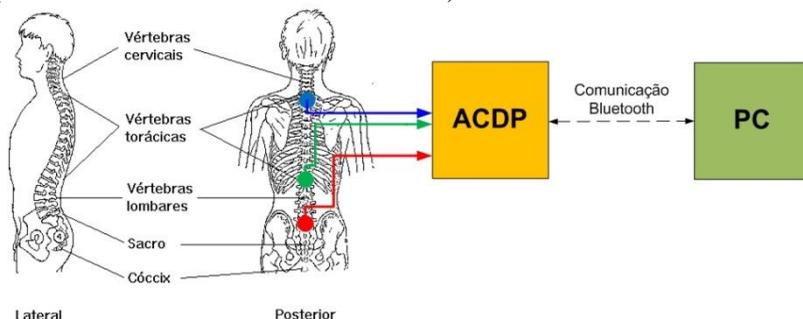
Esta seção apresenta a construção do sistema, o seu funcionamento, os *softwares* que foram usados para o desenvolvimento do protótipo e o próprio protótipo construído. A seguir são mostrados os métodos de medição e de validação do sistema.

3.1 Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural

A primeira etapa foi o estudo da literatura referente aos temas abordados na seção anterior. Com isso, foi possível sistematizar as etapas para a análise do comportamento postural, como: identificar padrões de comportamento postural nas posições sentada e em pé; aplicar o uso das fórmulas dos filtros sobre os valores dos sinais captados das IMUs para determinar os ângulos das curvaturas da coluna, em ambos os planos anatômicos; gravar os dados no *PC* e mostrá-los graficamente com os dados do sujeito; guardar esses dados em um banco de dados e poder acessá-los a qualquer momento; e, para o modo corretor postural, conceber um módulo remoto que recebe os valores aceitáveis dos ângulos das curvaturas fisiológicas da coluna para avisar sonoramente quando houver variação considerável ao relaxamento dos ombros ou à curvatura da coluna.

Uma visão geral de como será feita a análise é apresentada na Figura 33. Percebe-se que existem três pontos sobre o desenho que representam o posicionamento dos sensores, existem três cores representando-os: os pontos azul e verde formam um par para mensurar a curvatura torácica, o ponto verde e vermelho mensuram a curvatura lombar e o ponto azul e vermelho mensuram a escoliose. Existem três pontos de maior flexão sobre as vértebras da coluna, onde são posicionados os sensores, os quais são: cifose torácica ou curvatura torácica – vértebras C7 e L1; lordose lombar ou curvatura lombar – vértebras T12 e S1; e escoliose ou flexão lateral – vértebras C7 e S1. Esses pontos e as curvaturas a serem mensuradas foram deduzidas a partir do trabalho de Wong e Wong (2008). Para ser mais específico, no modo de diagnóstico, são mensuradas as três curvaturas ao mesmo tempo durante três segundos para cada posição/movimento medido, de modo que ao final, as curvas de variação dos ângulos das curvaturas sejam comparadas com outros instrumentos de análise. O sistema desenvolvido para este projeto foi denominado sistema ACDP (Analisador e Corretor da Dinâmica Postural).

Figura 33 - Diagrama em blocos que descreve a aplicação do sistema ACDP (Analisador e Corretor da Dinâmica Postural)



Fonte: desenvolvido pela autora.

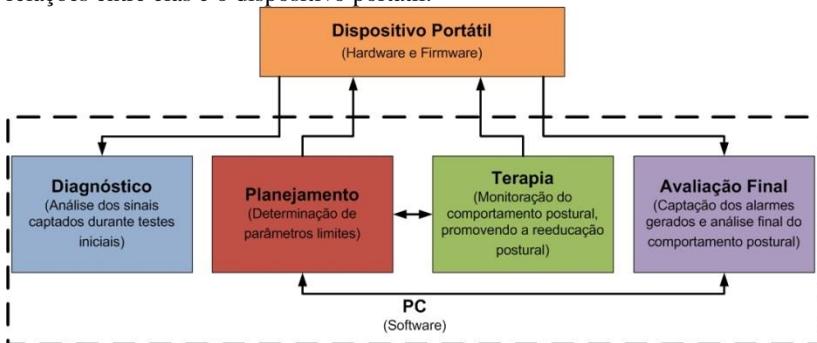
O método de análise postural dinâmica utiliza três IMUs com 6DoF (acelerômetros e giroscópios tri-axiais) localizados nas costas do paciente nos locais especificados. Dependendo da curvatura que se quer mensurar, os sinais correspondentes à variação do ângulo das curvaturas da coluna serão captados e entregues ao *DSC*, que tratará esses sinais e os enviará para um *PC* através da comunicação *Bluetooth*. A comunicação *Wireless* é usada devido ao cabo *USB* ter limitação no seu comprimento para que os dados transferidos não sejam alterados, fortalecendo o uso dessa nova tecnologia, que pode ter um alcance de até 150 metros de distância.

O *software* no *PC*, que analisará e tratará esses dados captados, irá empregar cálculos vetoriais e filtrar os sinais para encontrar os valores dos ângulos nos dois planos a serem analisados pelo sistema, *i.e.*, planos sagital e coronal. Os dados posturais serão exibidos graficamente à medida que forem produzidos e também serão armazenados para análises futuras. A partir deles é que o profissional da área da saúde poderá fazer uma avaliação do comportamento postural do paciente. Tais informações ficarão em um banco de dados e poderão ser acessadas a qualquer momento, quando requisitadas no *software*. Ainda, no *software*, será feita a configuração do *hardware* para que funcione como um corretor postural *wearable*, sem que haja a necessidade da comunicação com o *PC*, para identificar e avisar sonoramente quando uma postura incorreta for detectada. Neste modo do corretor postural, somente o dispositivo portátil será usado.

O *software* terá a capacidade de fazer 4 etapas (Figura 34): diagnóstico (*diagnostic*), planejamento (*planning*), terapia (*therapy*) e avaliação final (*outcome*). A etapa diagnóstico é feita a estatística das

medidas pelo uso do equipamento, quanto às leituras dos sensores em um tempo determinado de uso inicial, realizando o treinamento para detecção dos comportamentos posturais, para depois fazer o planejamento do tratamento a partir dos dados coletados na etapa anterior. A etapa de terapia é realizada após o planejamento, e refere-se ao uso deste sistema como um acessório do dia-a-dia, para promover a correção postural. Para esta etapa será necessário o emprego de um sistema inteligente para a distinção dos comportamentos posturais, evitando os falsos positivos, e que sejam gerados alarmes (sonoros ou pequenos choques elétricos) quando é detectada uma má postura ou desvios dos valores medidos em comparação àqueles definidos na etapa de planejamento. A etapa da avaliação final é o retorno do uso do sistema na etapa de terapia, para verificar se houve melhora ou não na evolução do comportamento postural do usuário, inclui-se nesta etapa a criação de relatórios com os alarmes gerados e a frequência em que foram detectadas as más posturas. Os parâmetros iniciais e limites dos valores angulares das curvaturas da coluna variam para cada paciente, pois não há padronização destes valores, conforme apresentado na seção 2.2, e, portanto, é sempre necessário realizar a etapa de diagnóstico. Dessa forma, o profissional pode programar o módulo remoto especificamente para o paciente e este será monitorado sobre os desvios posturais.

Figura 34 – Diagrama em blocos que descreve as quatro etapas do software e as relações entre elas e o dispositivo portátil.



Fonte: desenvolvido pela autora.

3.2 Softwares Usados para a Construção do Protótipo

Para atender às necessidades de implementação das etapas de *hardware*, *firmware* e *software*, fez-se uso dos seguintes programas: *C++ Builder 6*, *CodeWarrior 8.2* e *Eagle 5.6*.

O *C++ Builder 6*, da *Embarcadero Technologies*, foi utilizado para a implementação do *software* para PC, em linguagem C++. Apresenta uma interface de fácil interação, além de fornecer itens de seleção, como botões, gráficos e campos para edição e visualização de eventos, que auxiliam na elaboração de um *software* simples para o uso e eficiente na ação (*Embarcadero Technologies*, 2011; *Borland*, 2001).

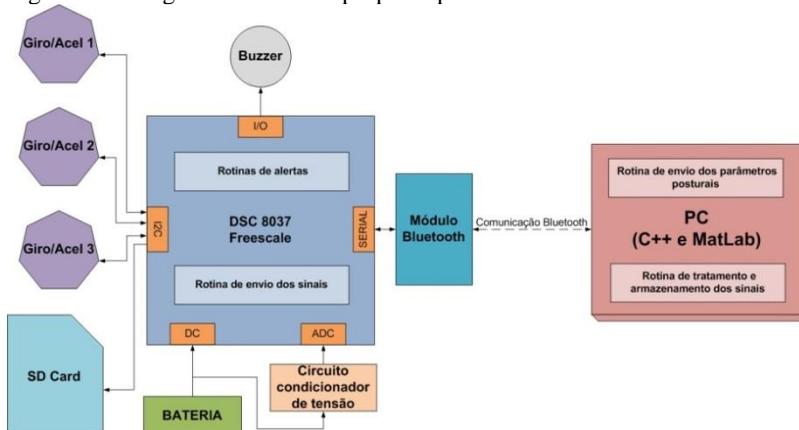
O *Eagle* versão 5.6, da *CadSoft*, é útil na geração do diagrama esquemático e layout da placa de circuito impresso, que contemplam o *hardware* da placa auxiliar, um dos componentes do sistema ADCP (*CadSoft*, 2009).

O *CodeWarrior* versão 8.2, da *Metrowerks*, é uma ferramenta de programação, em linguagem C, para *softwares* embarcados em sistemas microprocessados, que utilizam *chips* da família MC56F8xxx, fabricados pela *Freescale* (*Freescale Semiconductor*, 2008a).

3.3 Protótipo

A partir da visão geral, apresentada na seção 3.1, foi criado o diagrama em blocos prevendo todos os periféricos e rotinas de *firmware* e *software* para o protótipo final, mostrado na Figura 35.

Figura 35 - Diagrama em blocos proposto para o ADCP



Fonte: desenvolvido pela autora.

O diagrama em blocos descreve o funcionamento total do sistema e o *hardware* implementado: o *DSC* (MC56F8037 da *Freescale Semiconductor*), através do *firmware* específico, recebe os sinais das três IMUs (STEVAl-MKI124V1 da *STMicroelectronics*), trata-os e os envia para o *PC*, via *Bluetooth* (KC-21 *Bluetooth Module* da *KCWirefree*), num formato de envio de dados serial, com os valores de cada eixo desses transdutores. O *software* no *PC* decodifica esses dados recebidos, realiza os cálculos e faz uma análise da postura do indivíduo. Quando o modo de correção está acionado, os dados no *DSC* são comparados aos valores limites determinados previamente pelos parâmetros posturais e uma resposta com aviso sonoro do *buzzer* é acionada dependendo do comportamento postural. Ainda, o *DSC* tem a função de monitorar a tensão da bateria e alertar quando estiver com um valor limite de tensão da bateria fraca. A alimentação do circuito é provida através de uma bateria recarregável de níquel-hidreto metálico (Ni-MH), com tensão nominal de 9V e capacidade de 400mAh, que também pode ser substituída por quatro pilhas recarregáveis do tipo AA de Ni-MH, de tensão nominal 1,2V e capacidade de 900mAh cada, por exemplo.

Para complementar o sistema, foi feita uma estrutura elástica, para encaixar os sensores no corpo do indivíduo, assim, tornando mais fácil o posicionamento dos sensores e podendo ser testado o equipamento em qualquer pessoa.

3.3.1 Principais componentes usados

O *DSC* MC56F8037 é fabricado pela *Freescale* (*Freescale Semiconductor*, 2008b), e foi o escolhido, pois embora seja de custo alto, o esforço/tempo de desenvolvimento é baixo pela experiência prévia obtida em projetos anteriores, que utilizavam o controlador.

O *DSC* apresenta, além do alto desempenho no processamento dos sinais, periféricos de entradas/saídas digitais configuráveis, canais *PWM*, temporizadores, conversores A/D e D/A. Contém 64 KB de memória *flash* de programa e 4 KB de memória *RAM*. É programável em linguagem C, a partir do software *CodeWarrior Freescale* (*Freescale Semiconductor*, 2008a).

As ligações entre o *DSC* e os demais dispositivos do protótipo definitivo do ACDP foram feitas através do conector em um kit de desenvolvimento para o *DSC* MC56F8037 projetado pela *Freescale*, chamado MC56F8037EVM (*Freescale Semiconductor*, 2006). Para carregar o programa no *DSC*, usa-se um dispositivo eletrônico chamado

USB TAP, criado também pelo mesmo fabricante, que utiliza a interface *JTAG-PC* com os dispositivos MC56F8xxx com interface *USB*. Na Figura 36 é apresentado o kit de desenvolvimento da *Freescale*.

A gravação do programa na memória *flash* interna do *DSC*, é feita com auxílio do conversor *USB TAP* (*Freescale Semiconductor*, 2005). O kit, contendo o conversor, permite comunicação via *USB*, entre *PC* e *DSC*, e contém interface para conexão do conversor aos pinos *JTAG* da placa do módulo de aquisição. A *JTAG* é um conjunto de 4 pinos (*TDI*, *TCK*, *TMO* e *TMS*) do *DSC*, por onde é feita a gravação do software, na memória *flash*.

Figura 36 - Kit de desenvolvimento MC56F8037EVM



Fonte: Freescale Semiconductor (2006).

O Quadro 1 a seguir se refere aos periféricos internos utilizados no 56F8037 e os respectivos circuitos vinculados.

Quadro 1- Mapa de periféricos internos ao MC56F8037 e seus respectivos vínculos com blocos do sistema ACDP

Periférico (MC56F8037)	Bloco do sistema ACDP
Portas <i>I/O</i>	Interrupção de uma nova medida das IMUs; Geração de alertas ao usuário através do <i>Buzzer</i>
Conversor ADC	Leitura da tensão da bateria
Porta <i>I2C</i>	Comunicação com as IMUs
Porta <i>UART</i>	Módulo de comunicação <i>Bluetooth</i>
Porta <i>SPI</i>	Comunicação com o SD Card

Fonte: desenvolvido pela autora.

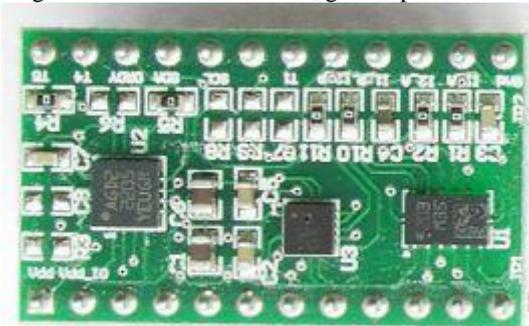
A IMU utilizada no protótipo foi a STEVAL-MKI124V1 (Figura 37) da *STMicroelectronics*, por já ser uma tecnologia conhecida e já utilizada em outros projetos desenvolvidos pela autora. Esta IMU possui acelerômetro/magnetômetro e giroscópio tri-axiais e barômetro, possibilitando ter 10 graus de liberdade (10DoF), os quais são sensores do tipo MEMS e e comunicam por I2C. No quadro a seguir, são apresentados os principais parâmetros da IMU.

Tabela 1- Principais parâmetros do STEVAL-MKI124V1.

Parâmetro	Descrição
Número de eixos ortogonais do acelerômetro e giroscópio	3 (X, Y, Z)
Fundo de escala do acelerômetro (g)	$\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$
Fundo de escala do giroscópio (dps)	250/500/2000
Frequência de amostragem (Hz)	1/10/25/50/100/200/400/ 1620/5376
Interface de comunicação	I ² C
Bits de representação	16
Tensão de alimentação (V)	2,16 – 3,6
Consumo máximo de corrente em modo normal (mA)	6,1 @ 3,3V
Consumo máximo de corrente em <i>Power-Down</i> (μ A)	5 @ 3,3V
Princípio de transdução	Capacitivo
Padrão	DIL24

Fonte: ST Microelectronics (2013).

Figura 37 - IMU STEVAL-MKI124V1 – composto de acelerômetro / magnetômetro LSM303DLHC, giroscópio L3GD20 e barômetro LPS331AP



Fonte: ST Microelectronics (2013).

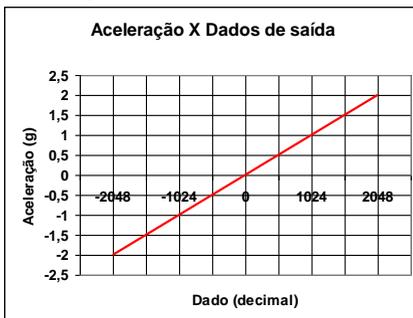
Os valores retornados das acelerações e velocidades angulares medidas da IMU são em complemento de dois, ou seja, retorna valores negativos também. É importante ressaltar que o valores de aceleração e velocidade angular são dados conforme a orientação dos eixos dos *chips*, e não conforme a aceleração gravitacional da Terra, como exemplo, quando o acelerômetro está sobre uma superfície plana, em repouso, com o seu eixo Z para cima, ele retorna um valor de 1g positivo.

As características desejáveis para a IMU neste projeto foram atendidas pelo STEVAL-MKI124V1 e são elas: baixo consumo de energia, tamanho reduzido para fixação na região das vértebras da coluna e fundo de escala adequado. A interface de comunicação serial também pode ser referida como preferencial ao projeto, visto que possui maior imunidade a ruídos por utilizar dados digitais.

Todas as operações de comunicação entre as IMUs e o *DSC* MC56F8037 são efetuadas via interface I2C, através de protocolo de comunicação estabelecido no *datasheet* dos sensores. Este protocolo baseia-se no endereçamento, leitura e gravação de registradores que contém informações de configuração e dados das medidas.

Os valores de aceleração e velocidade angular do LSM303DLHC e do L3GD20, respectivamente, são separados em seis registradores de 8 bits, sendo dois para cada eixo de mensuração (OUTX_H e OUTX_L para o eixo X, por exemplo) e, dentro da faixa compreendida pelo fundo de escala selecionável dos *chips*, a função de transferência da grandeza (A) por dado digital (α) é linear. A equação desta função e o gráfico correspondente são mostrados respectivamente na Equação 11 e na Figura 38. A relação entre α e os dados contidos nos registradores de um determinado eixo dos sensores é descrita na Equação 12.

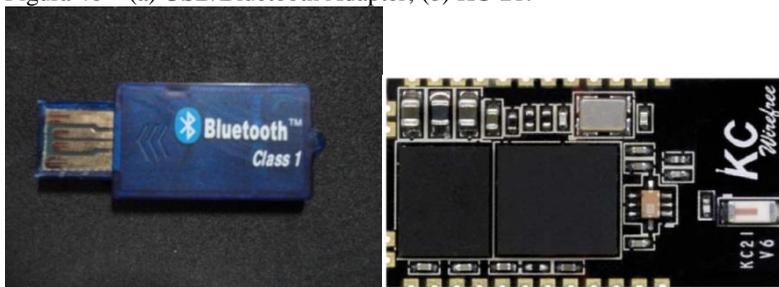
Figura 38: Gráfico da função de define a conversão aceleração em g e números inteiros (neste caso com fundo de escala igual a 2g)



Fonte: desenvolvido pela autora.

Para efetuar a comunicação *Bluetooth* entre o *PC* e o *DSC*, usa-se na porta *USB* do *PC* um *USB/Bluetooth Adapter* padrão da marca *BlueSoleil*, e na placa do *DSC* um kit *KC-21* da *KCWirefree* (Figura 40). Ambos simulam uma *ComPort* que possibilita a troca de dados com padrão de comunicação *RS-232*, sendo que a placa do *DSC* considera a possibilidade dessa comunicação ser via *USB*. A velocidade *default* do *KC-21* é de 115200 baud, com um *stop bit*, nenhuma paridade e sem controle de fluxo. (*KCWirefree*, 2007)

Figura 40 – (a) *USB/Bluetooth Adapter*; (b) *KC-21*.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A *KCWirefree* disponibiliza um *software* chamado *kcToolkit* para aprender os comandos que devem ser enviados aos dispositivos *KCs* para que identifiquem outros dispositivos *Bluetooth* e efetuem a conexão com estes. São comandos do tipo *AT+ZV* (protocolo de comunicação específico), todos detalhados no *datasheet* do fabricante. E esses comandos são transmitidos para dispositivos que possuem comunicação *SPP* (*Serial Port Profile*), ou seja os *KCs* e *USB/Bluetooth Adapter*, o que permite uma conexão virtual sem fio com padrão serial *RS-232*. Em todos os comandos enviados ao dispositivo deve ser adicionado *CR/LF* (significa os mesmo que “\n” “\r” em *strings*) no fim da mensagem, senão não serão identificados. Para fazer a conexão entre os dispositivos, tem que ser usado um comando para rastrear os dispositivos ativos com comunicação *Bluetooth*, e logo eles são identificados por um endereço em hexadecimal, como se fosse um *IP* de cada dispositivo e os nomes em *strings* configurados. A partir daí, é feito o comando para conectar com o *IP* desejado (*KCWirefree*, 2011).

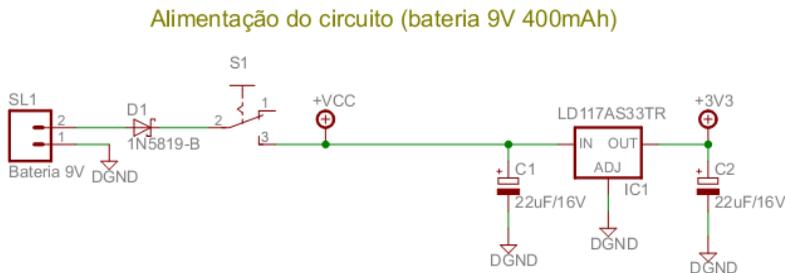
3.3.2 Hardware

Encerrada a etapa de definição dos elementos que compõem o *hardware*, no que se refere a sua configuração básica e busca de componentes no mercado, faz-se necessária a criação do diagrama esquemático do circuito eletrônico auxiliar – com o auxílio do *software Eagle* – e a montagem do circuito em uma placa padrão, para, posteriormente, gerar o *layout* da placa de circuito impresso. Quando se fala em circuito eletrônico auxiliar é o circuito que é externo ao kit MC56F8037EVM e às IMUs. A placa auxiliar realiza a conexão entre o kit MC56F8037EVM e os periféricos que foram propostos no diagrama em blocos, apresentado na Figura 35. O diagrama esquemático completo dessa placa está presente no Apêndice B.

O circuito para carregar a bateria não foi feito, pois existe a opção de serem utilizados dois tipos de fontes de energia (uma bateria de 9 V e quatro pilhas em série de 1,2 V cada) e são tipos de bateria facilmente encontradas no mercado, assim como os carregadores para as pilhas e bateria.

A alimentação do sistema é dada pela bateria recarregável de Ni-MH ou por quatro pilhas AA recarregáveis, também de Ni-MH, que pode ser rebaixada para 3,3 V através do regulador de tensão presente na placa auxiliar ou pode ser através do regulador na placa do kit de desenvolvimento, conectando a alimentação da bateria no *plug* de alimentação, como mostra a Figura 41.

Figura 41 - Alimentação do circuito.

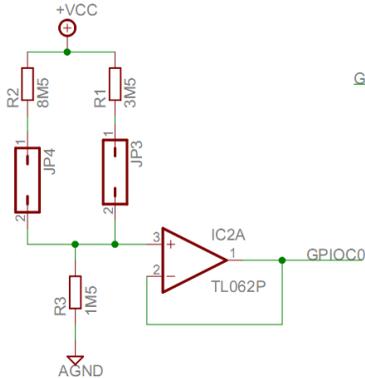


Fonte: desenvolvido pela autora.

A tensão da bateria é rebaixada pelo condicionador de tensão (Figura 42) para que a tensão que chega ao conversor analógico/digital do *DSC* não seja superior ao seu limite da tensão de referência. Os *jumpers* JP3 e JP4 selecionam qual é o valor máximo de saída do *buffer*,

através dos divisores resistivos, que pode ser 3,3 V ou 1,65 V, para um Vcc da bateria de 11 V.

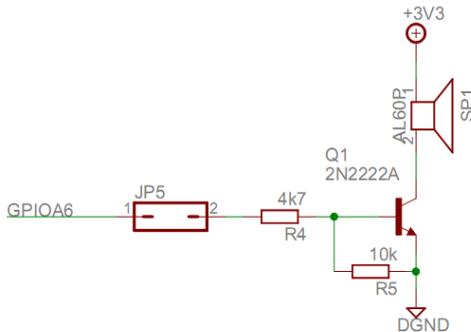
Figura 42 - Condicionador de tensão da bateria.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Na Figura 43, o *buzzer* é conectado à uma porta *I/O* através de um transistor funcionando como chave, assim pode-se ter um alarme sonoro quando há a detecção de uma postura incorreta pelo Corretor Postural. Também há um *jumper* (JP5) para desativar este circuito.

Figura 43 - Circuito de Alarme Sonoro.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Na Figura 44 são apresentados os conectores da placa para que o *DSC* seja acessível aos periféricos, como exemplo o conector para o KC-21 (SV3), que realiza a comunicação *Bluetooth*, os conectores para

os acelerômetros LIS3LV02DQ (SV4 e SV5) e o conector para o kit MC56F8037EVM (SV1).

Figura 44 - Conectores da placa para interligar os periféricos e o DSC.

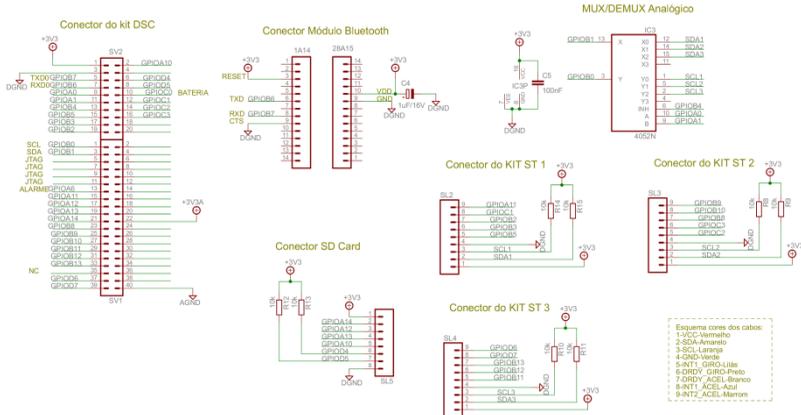
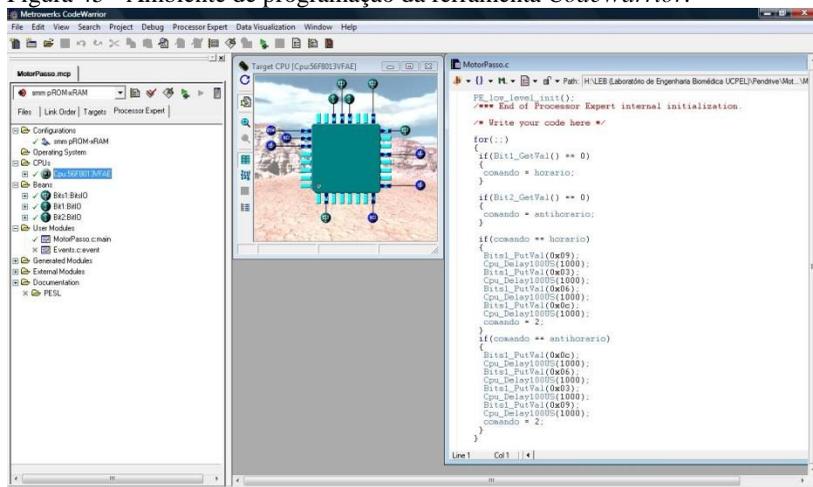


Figura 45 - Ambiente de programação da ferramenta *CodeWarrior*.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Os principais registradores de controle que devem ser configurados, logo no início do programa, são: CTRL_REG1, CTRL_REG2, CTRL_REG3. O CTRL_REG1 é o primeiro a ser configurado, pois nele estão os bits que controlam se o CI fica em modo *power down* ou no modo normal (ligado). Os *bits* restantes estão detalhados na biblioteca “STEVALMKI124V1.h”.

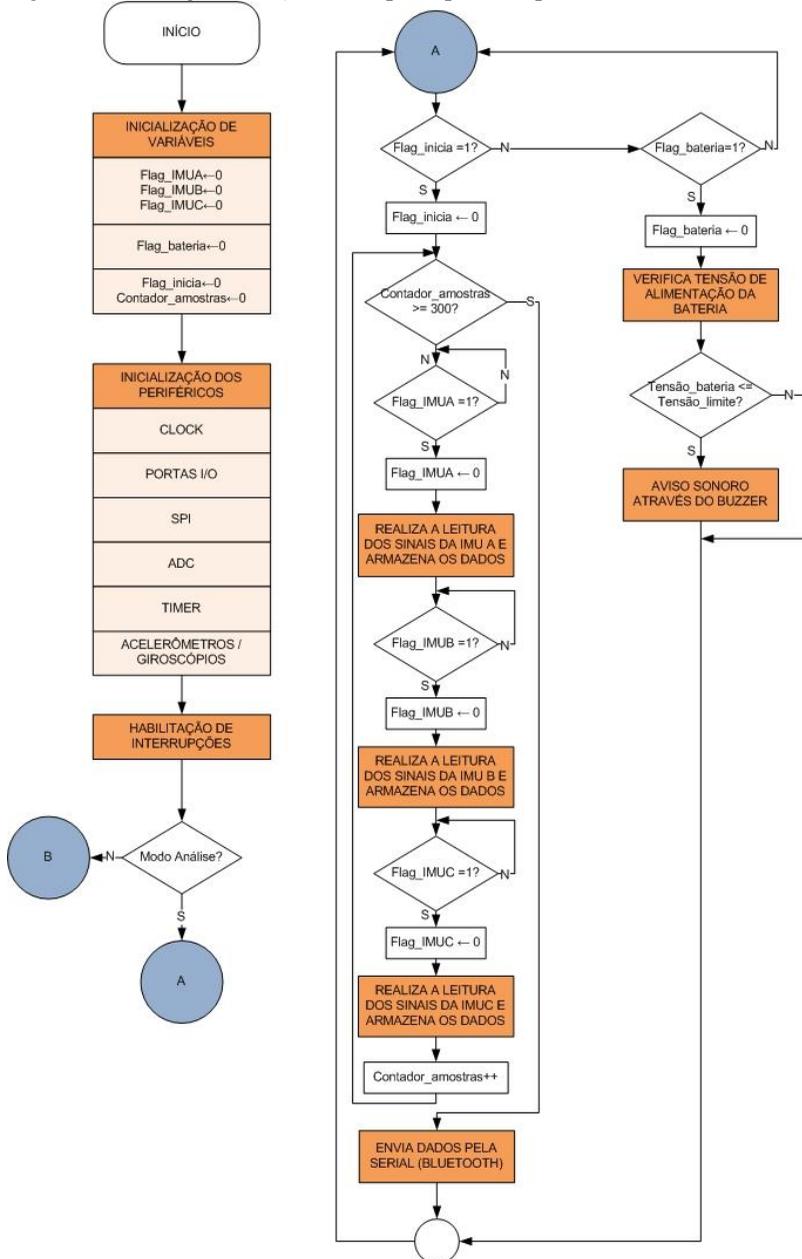
O módulo *Bluetooth*, KC-21, está configurado como veio de fábrica, pois não houve necessidade de modificar nenhum registrador, já que não houve a necessidade de elevar/diminuir o *baud rate* da comunicação serial. A velocidade de atualização dos sinais de cada IMU está definida para 100Hz, o que é relativamente baixo para precisar elevar a taxa da comunicação serial. Outras configurações feitas no *firmware* para a configuração dos periféricos já foram descritas na seção 3.3.1.

O funcionamento principal do *firmware* é apresentado na Figura 46, somente para a função da Análise da Dinâmica Postural. Primeiramente, são inicializadas as variáveis necessárias para o funcionamento do código fonte, seguida da inicialização dos periféricos e habilitação das interrupções utilizadas pelo *DSC*. Após é feita em um loop infinito, no programa principal, a verificação de dois *flags* que indicam uma nova coleta de amostras e uma nova verificação do *status* da bateria. A rotina de verificação da tensão da bateria só é realizada a cada interrupção do *timer* e quando é detectada uma tensão igual ou

abaixo do limite estipulado, é acionado o *buzzer* para dar um sinal de alerta de bateria fraca. A rotina para realizar uma nova análise, de três segundos de duração (ou seja, 300 medidas na frequência de 100Hz, da atualização dos dados do acelerômetros), é feita quando é detectado um comando de início de verificação dos sinais das IMUs recebido pela interrupção da *UART*, e o *flag* indica que houve o recebimento de comando do *PC*. Depois de confirmado o comando de início da mensuração das IMUs, é iniciado o processo de captura desses sinais, verificando os pinos “*RDY/INT*” de cada IMU que indicam uma nova medida na frequência de atualização. Quando estes pinos indicam uma nova leitura, os dados de cada eixo de cada acelerômetro e giroscópio são armazenados em um vetor, que ao final de 300 medidas, são enviados pela serial ao *PC*, não esquecendo que o sinal de cada eixo é separado pela IMU em duas palavras de 8 *bits*.

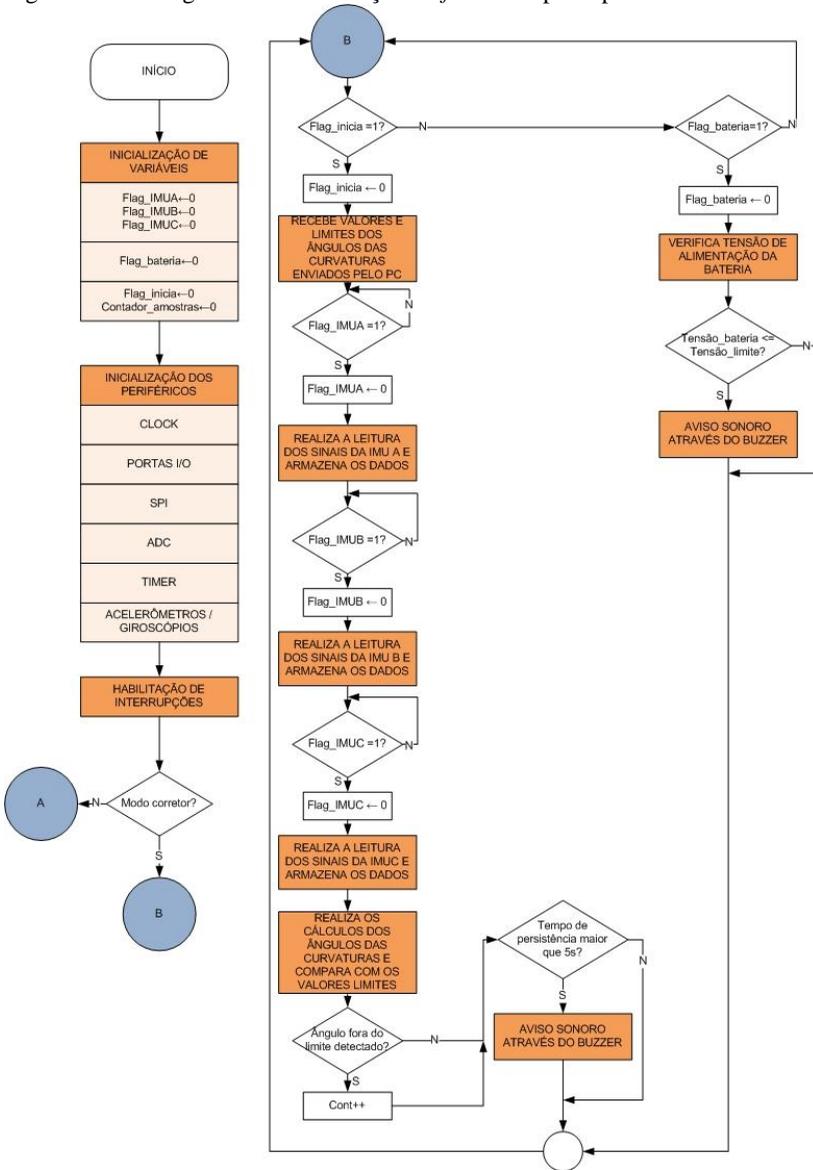
Para a função de Correção da Dinâmica Postural, o funcionamento é apresentado na Figura 47. Primeiramente, são inicializadas as variáveis necessárias para o funcionamento do código fonte (principalmente as variáveis de valores limites das medidas angulares da coluna enviada pelo software do *PC*), seguida da inicialização dos periféricos e habilitação das interrupções utilizadas pelo *DSC*. Em seguida, em uma rotina de *loop* infinito, no *main*, a verificação dos *flags* que indicam uma nova medida e verificação do *status* da bateria. A rotina para realizar a leitura das medidas em tempo real envolve a verificação das medidas das IMUs, o cálculo dos valores angulares das três curvaturas e comparação dos valores medidos com os valores angulares limites recebidos pelo *DSC*. Quando é detectado um ângulo de alguma das curvaturas analisadas (cifose torácica, lordose lombar e escoliose) fora do limite estabelecido previamente, é iniciado um contador para verificar a persistência da postura incorreta e se persiste por mais de 5 segundos, o *buzzer* é ativado. Se a postura incorreta persiste, o alarme continua sendo acionado a cada 5 segundos, até que a postura seja corrigida.

Figura 46 - Fluxograma do *firmware* principal feito para o ACDP.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 47 - Fluxograma da continuação do *firmware* principal do ACDP.

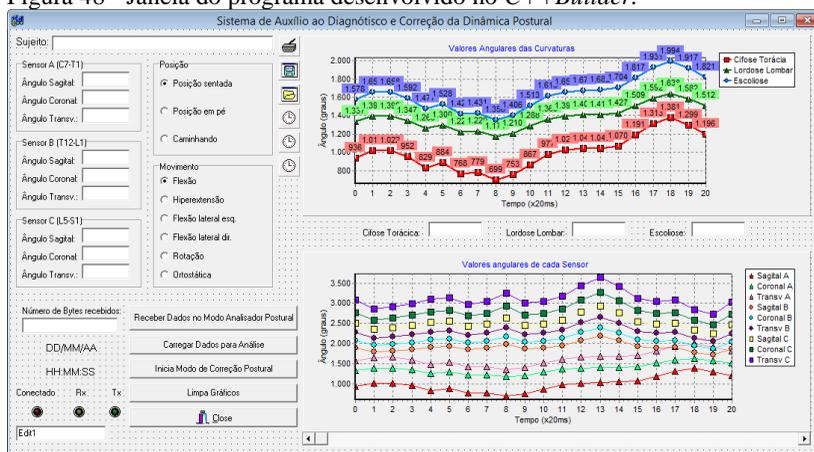


Fonte: desenvolvido pela autora.

3.3.4 Software

Para realizar os testes de bancada e comprovar o funcionamento do sistema, foi criado um programa no *software Borland Builder C++ 6* para enviar os comandos ao *DSC* e receber os sinais, através de uma ferramenta *ComPort* virtual. Na Figura 48 é apresentado o *layout* do programa criado.

Figura 48 - Janela do programa desenvolvido no *C++Builder*.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Este *layout* foi criado para realizar os testes preliminares de validação e em voluntários. A janela apresenta um campo para a identificação do sujeito do teste, um campo selecionável para dizer qual a posição em que o sujeito se encontra e qual o movimento a ser executado e a partir da escolha, o programa apresenta o desenho do movimento a ser executado. As médias dos valores dos ângulos medidos em cada sensor em cada plano são mostrados nos campos indicados. Os gráficos mostram os valores dos ângulos de cada curvatura e os ângulos por sensor de cada curvatura. Há, também, um campo para monitorar a chegada dos bytes pela porta serial e o número de bytes que chegaram para a análise. Existem botões para começar a análise postural, que irá abrir uma janela para salvar na pasta e com o nome escolhido pelo usuário, para carregar um arquivo de teste, para configurar o corretor postural, para configurar os padrões de comunicação e iniciar a aquisição, onde a *ComPort* é aberta e iniciada a comunicação serial com o equipamento portátil. Existem também os indicadores da data e da

hora atual e os campos indicadores dos *status* da *ComPort*, como se está ou não conectada e se há fluxo de dados de recepção e de transmissão. A janela de configuração dos valores limites para o modo de correção postural é apresentado na Figura 49.

Figura 49 - Tela para inserir os ângulos e variações aceitáveis para o modo de correção postural.

A imagem mostra uma janela de software intitulada "Dados de Correção Postural". O fundo da janela é uma grade de pontos. Há seis campos de entrada de texto, organizados em três pares. Cada par consiste em um rótulo e um campo de entrada. Os rótulos são: "Ângulo Normal da Cifose Torácica:", "Variação Aceitável do Ângulo da Cifose Torácica:", "Ângulo Normal da Lordose Lombar:", "Variação Aceitável do Ângulo da Lordose Lombar:", "Ângulo Normal da Escoliose:" e "Variação Aceitável do Ângulo da Escoliose:". Abaixo dos campos, há um botão com o texto "Enviar Dados ao ADCP".

Fonte: desenvolvido pela autora.

Para fazer a comunicação entre o *PC* e o *DSC* via *Bluetooth*, no programa criado no *Builder* não precisam ser criadas funções, já que o *USB/Bluetooth Adapter* comunica pela *COM* serial do próprio *PC* e é configurado pelo *Bluetooth Toshiba Stack*. O dispositivo que deve iniciar a comunicação *SPP* é indiferente, pode ser a partir do *KC-21*, através dos comandos *AT+ZV* enviados pelo *DSC* ou pode ser o *USB/Bluetooth Adapter* por intermédio do *software Bluetooth Toshiba Stack*.

No fluxograma da Figura 51 é possível verificar o funcionamento principal do *software*. Inicialmente, as variáveis e os componentes usados no *software* são inicializados e as interrupções são habilitadas. Em uma rotina de interrupção da recepção de *bytes* da serial é verificado se uma amostra inteira de três segundos chegou pela serial, se esta amostra é recebida por inteiro, um vetor de recepção de amostra é preenchido e é gerado um alerta através de um *flag* que é verificado na rotina do *timer*. Na rotina do *timer*, esse *flag* é verificado a todo momento, quando ele sinaliza que chegaram os *bytes* de uma amostra inteira, começa a execução dos cálculos. Os cálculos principais são a junção dos *bytes* dos dados dos eixos de cada sensor usando a Equação 12, totalizando em uma palavra de 12 *bits* (reconstrução dos dados dos sensores para cada eixo $MSb+LSb$); a transformação dos valores de

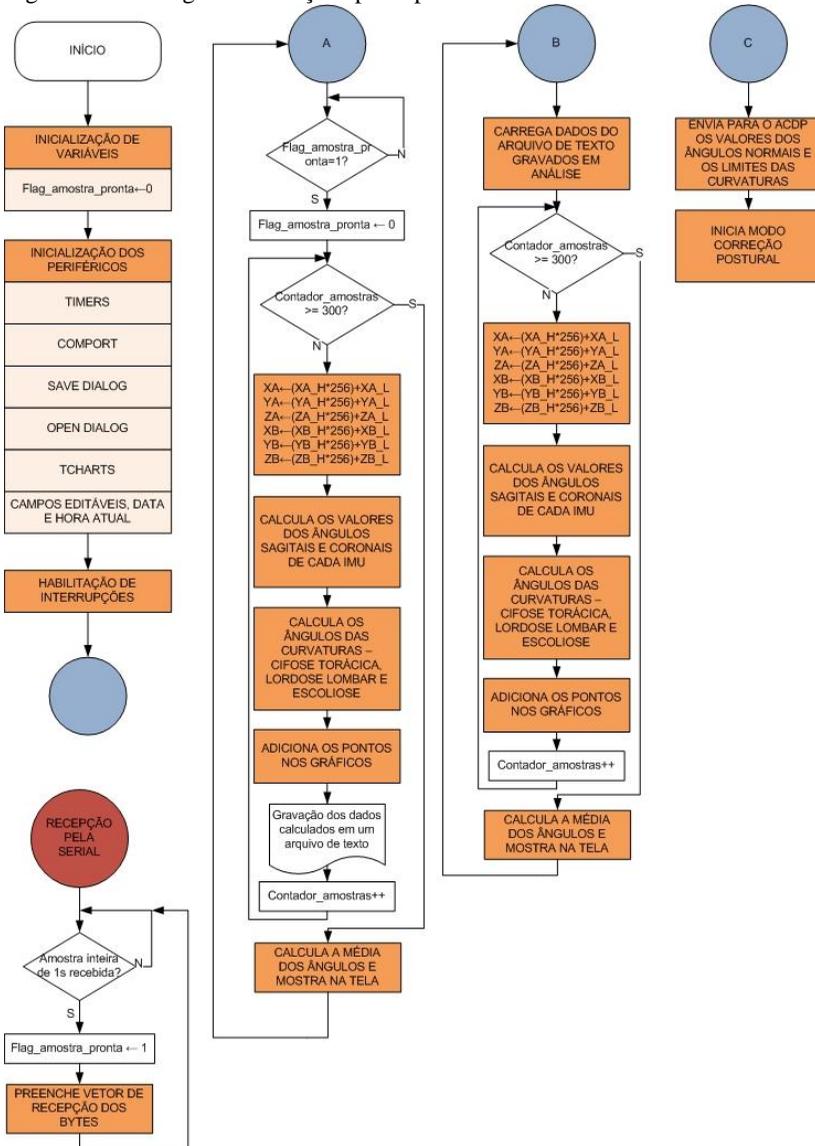
aceleração e velocidade angular em valores de ângulos de inclinação nos três planos do espaço tridimensional (*i.e.* coronal, sagital e transversal) e é calculada a diferença dos ângulos de cada sensor para determinar os ângulos de cada curvatura (cifose torácica, lordose lombar e escoliose). Quando o botão “Receber Dados no Modo Analisador Postural” é acionado, os dados calculados para os ângulos em graus são desenhados nos gráficos e todos os valores calculados são escritos no arquivo de texto criado antes da execução dos cálculos, através da ferramenta *SaveDialog*. Ao final, a média dos ângulos calculados são apresentados nos *Edits* de apresentação dos valores dos ângulos na tela principal do *software*. O botão “Carregar Dados para Análise”, quando pressionado, seleciona-se o arquivo com dados salvos de uma análise anterior e apresenta os gráficos com os ângulos calculados e valores médios das curvaturas de cada sensor. O botão “Inicia Modo Correção Postural” abre a janela apresentada na Figura 49, quando inseridos todos os campos é enviado ao sistema portátil (hardware) os valores dos ângulos normais e seus limites aceitáveis; apenas nesse modo o sistema portátil não comunica com o PC logo após receber os dados de inicialização do firmware em modo de correção postural.

Figura 50 - Bluetooth Stack da Toshiba.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 51 - Fluxograma das ações principais do software do ACDP.



Fonte: desenvolvido pela autora.

3.3.5 Protocolo de comunicação

A comunicação entre o *DSC* e o *PC* é feita no padrão RS-232, com um *Baud Rate* de 115200 *baud*, com um *stop bit* e sem controle de fluxo. Foi criado um protocolo de comunicação para que haja um sincronismo da transmissão e recepção de dados entre os dispositivos.

O *PC* inicia comunicação, enviando ao dispositivo portátil (*DSC*) um pacote com três informações básicas: dois *bytes* indicando que é o início de um comando; um *byte* de comando que indica ao *firmware* uma nova coleta de amostras de um segundo de duração ou parada da coleta de amostras; e um *byte* de *checksum*, para garantir o recebimento de uma amostra correta pelo *DSC*.

Quadro 2 - Protocolo de comunicação do PC.

1º Byte	2º Byte	3º Byte	4º Byte
Caractere de início de comando	Caractere de confirmação de comando	Caractere que indica qual comando executar	Checksum dos bytes enviados
'!	'&'	'I' (inicia) ou 'T' (termina)	
'!	'&'	'A' (inicia análise postural)	

Fonte: desenvolvido pela autora.

Quadro 3 - Protocolo de comunicação do PC para o modo de Correção Postural.

1º B	2º B	3º B	4º B ao 9º Byte	10º Byte
Caractere de início de comando	Caractere de confirmação de comando	Caractere que indica qual comando executar	Valores dos ângulos e limites das curvaturas	Checksum dos bytes enviados
'!	'&'	'C'		

Fonte: desenvolvido pela autora.

Já o *DSC* só envia os dados ao *PC* quando é requisitado, através do comando de início da análise postural descrito acima. Os dados captados de cada eixo dos acelerômetros e giroscópios são de 12 *bits*, mas são separados em duas partes de 8 *bits* para poder enviar pela serial. Dessa forma, os *bytes* enviados pelo *DSC* são as partes com os *bits* mais significativos (MSb) e os *bits* menos significativos (LSb) de cada eixo de cada acelerômetro e giroscópio (MSb é o *byte* XH e LSb é o *byte* XL, por exemplo), como demonstra a tabela abaixo.

Quadro 4 - Protocolo de comunicação do DSC.

1ºB	2ºB	3ºB	4ºB	5ºB	6ºB	7ºB	8ºB	9ºB
'!	'&'	'A'	XH	XL	YH	YL	ZH	ZL
Início de resposta		Valores dos eixos do acelerômetro A						

10ºB	11ºB	12ºB	13ºB	14ºB	15ºB	16ºB
'B'	XH	XL	YH	YL	ZH	ZL
Valores dos eixos do acelerômetro B						

17ºB	18ºB	19ºB	20ºB	21ºB	22ºB	23ºB	24ºByte
'C'	XH	XL	YH	YL	ZH	ZL	Checksum
Valores dos eixos do acelerômetro C							

Fonte: desenvolvido pela autora.

No Quadro 5 são demonstrados as respostas que ambos (*PC* e *DSC*) podem enviar ao ser verificado um erro de comando recebido ou uma simples resposta de comando recebido.

Quadro 5 - Protocolo de erro ou reconhecimento de dados.

1º Byte	2º Byte	3º Byte	4º Byte
Caractere de início de comando	Caractere de confirmação de comando	Caractere que indica qual comando executar	Checksum dos bytes enviados
'!	'&'	'E' (erro) ou 'R' (recebido)	

Fonte: desenvolvido pela autora.

3.4 Método de Medição com as IMUs

A medição com as IMUs é feita da seguinte maneira: os valores fornecidos pelos acelerômetros e giroscópios para cada eixo são distribuídos nas fórmulas que definem o ângulo da resultante de cada plano em relação a um eixo do mesmo plano. Essas fórmulas (Equação

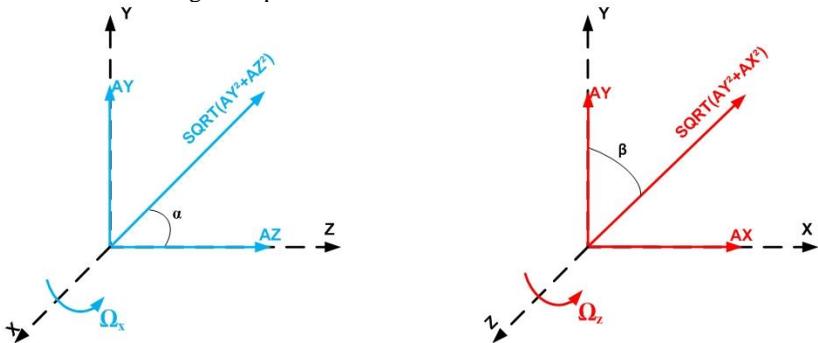
13 e 14) são baseadas no método que Wong e Wong (2008), porém adaptadas à orientação dos eixos dos acelerômetros usados neste projeto.

$$\alpha = \sin^{-1}\left(\frac{AY}{\sqrt{AZ^2+AY^2}}\right) \quad (13)$$

$$\beta = \sin^{-1}\left(\frac{AX}{\sqrt{AX^2+AY^2}}\right) \quad (14)$$

A medida do giroscópio é determinada pela Equação 9, anteriormente apresentada. O valor final apresentado pelo giroscópio é retornado como velocidade angular e os eixos que necessitamos para detectar os ângulos no plano sagital e coronal são Ω_x e Ω_z , respectivamente. Na Figura 52 é mostrado no espaço tridimensional os vetores que serão lidos no acelerômetro e no giroscópio para as curvaturas do plano sagital (azul) e coronal (vermelho).

Figura 52 - Demonstração das equações na forma de vetores. Em linha pontilhada estão os eixos coordenados e em cores as resultantes dos eixos do acelerômetro e do giroscópio.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A partir dos valores das velocidades angulares Ω_x e Ω_z e dos ângulos alfa (α) e beta (β) de cada IMU pode-se aplicar esses valores em um filtro digital para encontrar os ângulos dos planos sagital e coronal de cada IMU. Para este estudo, foi escolhido o Filtro Complementar de Primeira Ordem (seção 2.4.2.1) para encontrar os ângulos, pois é o método mais eficaz para detectar os ângulos sem atraso em relação ao tempo real e possui cálculos mais simplificados para poder executar em um hardware com microprocessador. Dessa forma, determinando somente um método de filtragem para aplicar tanto para o método de

análise quanto para o método de correção, pode-se validar igualmente o funcionamento do sistema.

Após a etapa do filtro, encontram-se finalmente os valores dos ângulos sagitais e coronais de cada ponto da coluna e aí parte-se para o cálculo das curvaturas fisiológicas da coluna pelo método de Cobb, calculando a diferença dos ângulos de cada plano anatómico e encontrar os valores dos ângulos de cada curvatura desejada. Então, relembrando, temos a IMU 1 localizada entre as vértebras C7-T1, IMU 2 entre T12-L1 e IMU 3 entre L5-S1. Para encontrar o ângulo da Cifose Torácica faz-se a diferença dos ângulos sagitais da IMU 1 e IMU 2; o ângulo da Lordose Lombar, a diferença dos ângulos sagitais da IMU 2 e IMU 3, e, finalmente, o ângulo da Escoliose, a diferença dos ângulos coronais da IMU 1 e IMU 3.

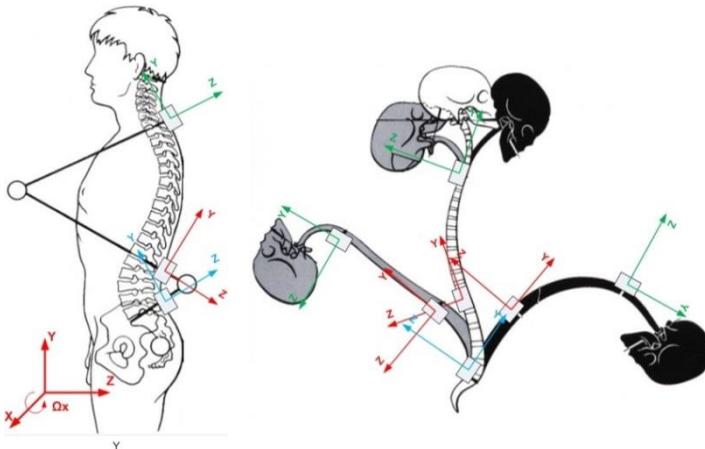
O método de Cobb, como já fora descrito, utiliza a intersecção dos segmentos das vértebras de maior flexão, por exemplo, as vértebras que delimitam as curvaturas sagitais. Então, aplicando no caso do uso das IMUs, pode-se fazer a diferença dos ângulos medidos em cada IMU em um mesmo plano para detectar o grau da curvatura a ser medida. Esse método de mensuração com as IMUs pode ser claramente visto na Figura 53, Figura 54 e nas Equações 15, 16 e 17.

$$Cifose\ Torácia = Ang_{IMU1YZ} - Ang_{IMU2YZ} \tag{15}$$

$$Lordose\ Lombar = Ang_{IMU2YZ} - Ang_{IMU3YZ} \tag{16}$$

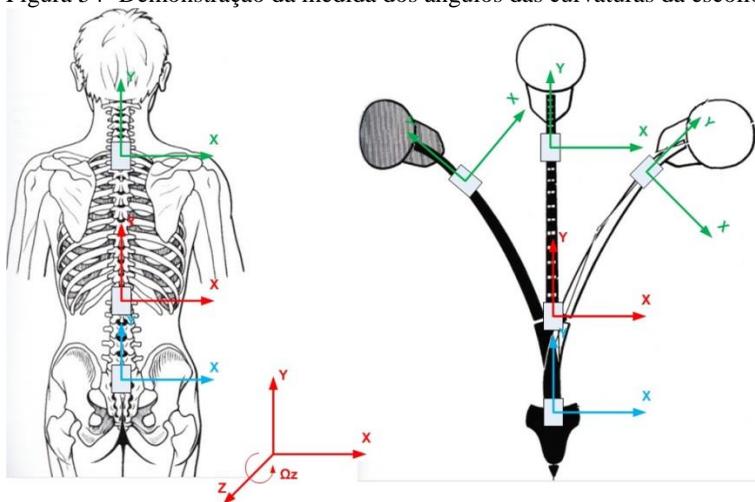
$$Escoliose = Ang_{IMU1YX} - Ang_{IMU3YX} \tag{17}$$

Figura 53- Demonstração da medida dos ângulos das curvaturas da cifose torácica e lordose lombar.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 54- Demonstração da medida dos ângulos das curvaturas da escoliose.

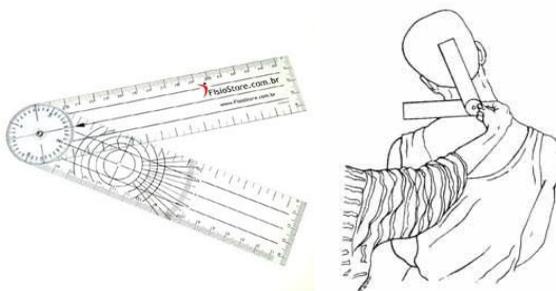


Fonte: desenvolvido pela autora.

3.5 Método de Validação do Sistema

Existem alguns instrumentos utilizados na área da Fisioterapia que medem a variação angular dos movimentos do corpo humano. O instrumento mais utilizado pelos profissionais da área é o Goniômetro (Figura 55), que é formado por duas réguas unidas por um ponto medindo o ângulo entre elas. A técnica das medições das amplitudes dos movimentos das articulações do corpo humano se chama Goniometria, demonstrada na Figura 55 (Marques, 2003).

Figura 55- Goniômetro (à esquerda) e mensuração da flexão lateral da região cervical (à direita).



Fonte: Marques (2003).

Desta forma, para validar a mensuração dos ângulos das IMUs, pode-se usar este instrumento e posicionar os sensores nas extremidades do goniômetro. A diferença encontrada entre os ângulos medidos nas IMUs no plano analisado, já que é um instrumento bidimensional, tem que ser exatamente ou próximo ao ângulo medido no goniômetro.

Validou-se o sistema ACDP desenvolvido com outro instrumento utilizado para mensurar movimentos, que possui uma melhor precisão na mensuração da amplitude de movimentos das articulações do corpo, é o V120:Trio da Optitrack. O sistema do Optitrack é um sistema amplamente utilizado pelos pesquisadores para mensurar os movimentos corporais e pode substituir o padrão “ouro”, ou seja, a radiografia da coluna, para mensurar os movimentos das vértebras da coluna vertebral. Dessa forma, evita-se o desconforto dos voluntários em serem irradiados pela radiação X e tem-se um sistema de comparação fidedigno dos movimentos e aceito como substituto ao padrão do método de Cobb.

Este sistema é composto por três câmeras infravermelhas que detectam marcadores tridimensionais e retorna as posições e rotações dos marcadores utilizando quaternions.

O quaternion é uma representação de quatro parâmetros que descrevem as rotações no espaço, afim de representar a orientação espacial de um corpo rígido em relação a um frame rígido de referência. Com aplicação de fórmulas, chega-se aos valores das rotações deste corpo sobre cada eixo de orientação do espaço: ângulo φ (phi) em torno do eixo z, ângulo θ (theta) em torno do eixo y, ângulo ψ (psi) em torno do eixo x. Dessa forma, identifica-se os ângulos de rolamento (φ), guinamento (θ) e arfagem (ψ), os quais são chamados de *roll*, *pitch* e *yaw*. (Santos, 2003)

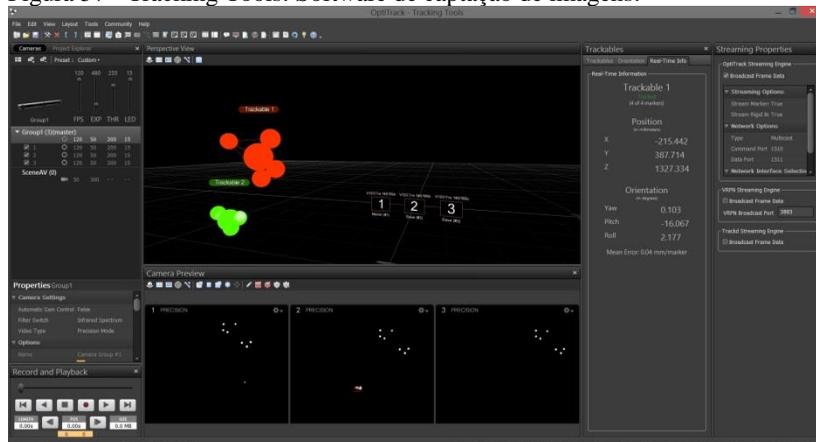
O V120:Trio (Figura 56) é um sistema de rastreamento óptico com múltiplas câmeras e software de captura *plug-and-play*, o qual denomina-se Tracking Tools 6DoF Object Tracking (Figura 57). O sistema funciona da seguinte forma: são dispostos os marcadores 6DoF – com três ou mais refletores em cada marcador – no objeto ou corpo a ser monitorado em pontos estratégicos, cada marcador é visto pelo sistema como um sensor que retorna sua posição e rotação no espaço 3D; os marcadores refletem a luz infravermelha emitida pelos LEDs dispostos no V120 Trio e a reflexão é identificada pelas câmeras; os marcadores são apresentados na tela e a posição e rotação nos 3 eixos cartesianos são gravados. (Optitrack, 2013)

Figura 56 - V120 Trio: Sistema de câmeras para captação de movimento com 6DoF e marcador com refletores infravermelhos.



Fonte: Optitrack (2013).

Figura 57 - Tracking Tools: Software de captação de imagens.



Fonte: Optitrack (2013).

O projeto submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da UFSC (CAAE: 18198913.5.0000.0121) descreve que para a validação do sistema proposto foi realizado testes em voluntários com idade entre 21e 35 anos e que não possuem alteração acentuada nas curvaturas fisiológicas da coluna, ou seja, sem alterações perceptíveis aos olhos do examinador.

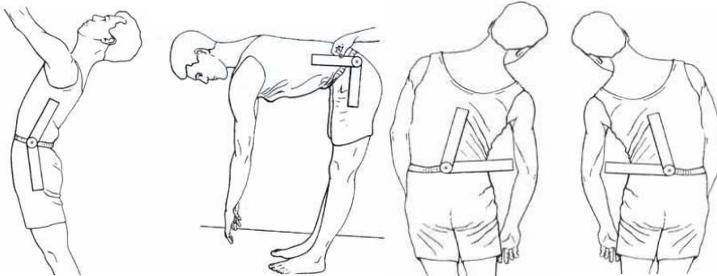
Foi reservada uma sala no LEBm para execução de todos os testes e total auxílio para captar, analisar e apresentar os dados em gráficos de comparação dos sistemas. Durante os testes de aprendizagem com o sistema de vídeo comercial Optitrack foi detectado que não poderia ser usado mais de dois marcadores ao mesmo tempo e estes não podem estar posicionados muito próximos um do outro, pois ocorria a

troca da ordem dos marcadores e gerava erros de leitura no gráfico. Por esta razão, não foram comparados os dados da lordose lombar, pois a distância dos marcadores era de apenas 5 vértebras lombares.

Também, durante os testes, foi determinado que os marcadores seriam colados sobre as caixas de proteção das IMUs e as IMUs seriam dispostas sobre o corpo dos voluntários por estruturas elásticas em forma de tiras, o que facilita a adaptação do sistema ACDP em qualquer corpo e não seria necessário colar sobre a pele e gerar o desconforto de ficar sem roupa na parte superior do corpo.

Com o auxílio dos voluntários e do sistema da Optitrack pode-se obter a aplicação prática do método proposto para medir as curvaturas da coluna utilizando sensores inerciais, baseando-se no método de Cobb. Nesse caso, os marcadores são dispostos nos mesmos três pontos que os sensores inerciais e os voluntários realizam movimentos de hiperextensão do tronco, flexão do tronco e flexões laterais do tronco (Figura 58).

Figura 58 - Ilustração dos movimentos realizados nos testes.



Fonte: Marques (2003).

Os sistemas de medição são utilizados ao mesmo tempo para comparação do ângulo inicial e final do movimento para cada curvatura analisada. Para cada movimento realizado pelo voluntário, são registrados os dados dos dois sistemas, o ACDP (desenvolvido nesta pesquisa) e o Optitrack, e comparados para cálculo de erros.

Os registros são feitos em dois arquivos texto (.txt) que são analisados posteriormente em software MatLab para comparar ambos os sistemas.

Os testes foram realizados com oito voluntários, utilizando o sistema projetado ACDP e o sistema da Optitrack, para comparar os resultados através da Análise de Concordância de Bland e Altman (1986).

O número de sujeitos para a pesquisa foi relativamente pequeno, porém satisfatório para uma pesquisa de análise da viabilidade clínica da nova proposta do sistema desenvolvido para comparar com um sistema de câmeras tridimensional já utilizado por profissionais e pesquisadores da área para detectar ângulos dos movimentos corporais.

Neste caso os testes foram executados da forma mais simples, posicionando os sensores e os marcadores sobre as vértebras de maior flexão dos indivíduos e gravando os dados retornados dos dois sistemas ao mesmo tempo, enquanto os sujeitos realizam os movimentos de flexão do tronco, hiperextensão do tronco e flexão lateral do tronco, tanto para esquerda quanto para direita, durante o período de três segundos cada execução. O sincronismo dos sinais detectados é feita pela sobreposição dos gráficos, pois o sistema Optitrack não oferece um sinal de *trigger* para realizar a sincronização.

O ambiente da sala dos testes foi preparado para realizá-los com a colocação do fundo preto (tecido de TNT da cor preta) na parede, posicionamento das câmeras do V120 Trio atrás do indivíduo e iluminação externa (as luzes da sala mantiveram-se desligadas durante a coleta de dados para não interferir na captação dos movimentos dos marcadores refletores de infravermelho). Antes da colocação dos sensores e marcadores no indivíduo, este foi orientado sobre o procedimento do teste, os movimentos a serem executados e o termo de consentimento livre e esclarecido foi assinado pelo mesmo. Durante os testes com os voluntários, não foram registradas fotos, pois não havia permissão e não era confortável para eles.

Os dados recebidos dos dois sistemas foram registrados em arquivos texto em um mesmo computador. Após a coleta dos dados de todos os voluntários, esses dados foram analisados graficamente através do MatLab e foram gerados os gráficos de comparação dos dois sistemas.

Para uma análise estatística, posteriormente, foi realizada a Análise de Concordância (*Measurement of Agreement*) pelo método de Bland e Altman (1986) para avaliar a concordância entre os dois métodos, um já conhecido e amplamente utilizado pelos pesquisadores e outro desenvolvido neste trabalho de pesquisa. Este método é amplamente utilizado em pesquisas da área biomédica para comparação de medidas de dois sistemas que medem a mesma grandeza para poder quantificar a concordância dos dois métodos (um novo método e outro considerado ideal) e analisar a possível utilização do novo método em substituição do “ideal”.

O sistema da Optitrack detecta a posição de cada marcador em milímetros e transforma essa posição tridimensional em quaternion, como já foi explicado anteriormente. Dessa forma, o sistema retorna para o usuário que o erro do Optitrack é $\pm 0,01\text{mm}$. Já os sensores do sistema ACDP possuem um conversor analógico/digital interno e a menor variação do acelerômetro que pode-se obter é 12mg/LSB e do giroscópio é 70mdps/LSB . Ambos os sistemas adquirem os dados a uma frequência de 50 amostras por segundo.

Resumindo, o protocolo de teste resulta nas seguintes etapas:

1. Entrega do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ao voluntário e apresentação dos dois sistemas de captação dos movimentos;
2. Preparação para captação dos sinais: disposição dos sensores do ACDP no corpo do voluntário, nos três pontos principais da coluna e colocação dos marcadores do Optitrack sobre as caixas dos sensores;
3. Inicialização dos softwares dos sistemas ACDP e Optitrack;
4. Primeiro alerta sonoro gerado pelo *buzzer* do sistema ACDP para indicar início do teste;
5. Segundo alerta sonoro emitido para iniciar o movimento de flexão do tronco, hiperextensão do tronco, ou flexão lateral do tronco, em uma amostra de três segundos;
6. Terceiro alerta sonoro emitido para indicar o término de captação da amostra;
7. Finalização do teste do movimento escolhido e armazenagem dos dados de ambos os sistemas em arquivo texto;
8. As etapas 3 a 7 são repetidas para cada movimento realizado pelo voluntário;
9. Geração dos gráficos no MatLab das curvaturas (cifose torácica ou escoliose) conforme os movimentos executados;
10. Análise de concordância dos sistemas (Bland e Altman, 1986).

4 RESULTADOS

Nesta seção serão abordados os resultados obtidos com o que foi apresentado na seção de materiais e métodos, ou seja, em que estágio se encontra o protótipo, o relativo consumo de energia que se tem com o *hardware* atual e os testes realizados para a validação do método de mensuração das curvaturas da coluna.

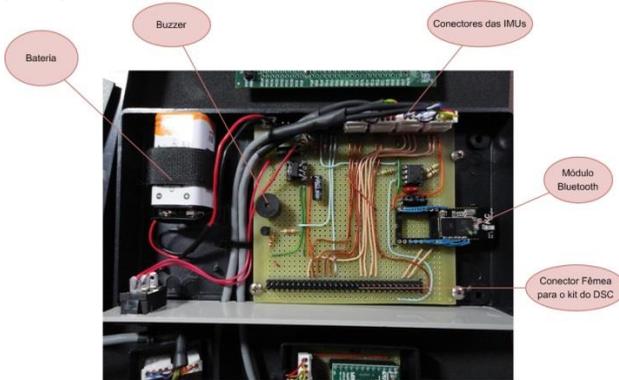
4.1 O Protótipo

O protótipo encontra-se pronto para o funcionamento como um sistema ACDP, pois apresenta todas as características para funcionar como um analisador da dinâmica postural e como um auxiliar para correção postural. Tais características são o *hardware* e *firmware* portáteis com comunicação entre o *DSC* e os periféricos (IMUs e módulo *Bluetooth*), que realiza a mensuração das IMUs, alerta quando detecta uma má postura e envia as amostras pela porta serial e sem fio. O *software* está preparado para enviar os valores limites ao *hardware*, bem como para receber os sinais, realizar os cálculos necessários para cada amostra de duração de três segundos enviada pelo dispositivo portátil quando requisitado pelo *PC*, mostrar os dados calculados na tela principal e armazenar os dados coletados em um arquivo de texto, que pode ser salvo com o nome e no local desejado pelo usuário do *PC*. Além da veste composta por fitas elásticas para fixação das IMUs nos pontos especificados da coluna para realizar as mensurações em indivíduos.

Na Figura 59 é apresentada a placa auxiliar montada com todos os dispositivos eletrônicos previstos na seção 3.3.2 de *Hardware*. Essa placa possui um conector de 60 pinos para acoplar a placa do kit de desenvolvimento em cima desta e os conectores para ligar as IMUs no kit, entre outros dispositivos mostrados na figura.

Na Figura 60 são apresentadas as fotos do kit MC56F8037EVM e do kit STEVAL-MKI124V1 utilizados no *hardware*. Nota-se que a IMU, também, está dentro de caixas de proteção.

Figura 59 - Placa auxiliar dos periféricos, já disposta em uma caixa plástica de proteção.



Fonte: desenvolvido pela autora.

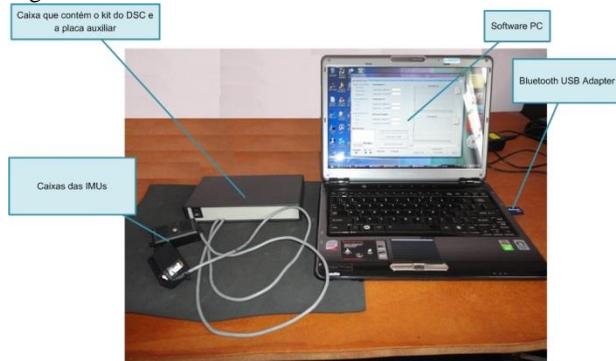
Figura 60 - Placa do kit KMC56F8037 conectada à placa auxiliar (localiza abaixo do kit) e às placas das IMUs (à esquerda); Zoom da placa da IMU (à direita).



Fonte: desenvolvido pela autora.

E, finalmente o sistema completo é apresentado na Figura 61.

Figura 61 - Sistema ACDP.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A colocação dos sensores pode ser vista na Figura 62, trata-se de uma foto de demonstração.

Figura 62 - Disposição das IMUs no corpo.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.2 Consumo de Energia

Por se tratar de um sistema portátil e alimentado por bateria, é de suma importância a análise do consumo de energia, especificamente na métrica de corrente consumida. Para ser verificado o consumo de energia do dispositivo portátil, usou-se um multímetro digital (ICEL,

modelo MD-6110) mediu-se a corrente de consumo do circuito quando está em modo de espera para começar uma mensuração e quando está executando uma mensuração.

Com os valores obtidos neste teste foi possível estimar a autonomia da bateria, parâmetro este calculado através da carga elétrica consumida levando em conta o tempo de operação do sistema ACDP e do número de vezes do acionamento do dispositivo portátil para enviar os dados ao *PC*.

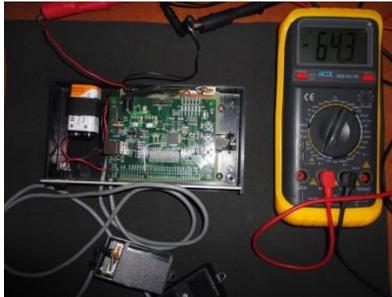
O procedimento foi realizado da forma mais simples, foi aberto o circuito próximo à bateria e disposto o multímetro para medir a corrente que a fonte estava fornecendo, a escala do amperímetro escolhida é de 200 mA. Abaixo estão as fotos (Figura 63 e Figura 64) dos registros da tensão e das correntes fornecida pela bateria para cada teste detalhado nas legendas das figuras.

Figura 63 - Leitura da tensão da bateria - 9,2V (à esquerda); Leitura da corrente de consumo em modo de espera - 46,2mA (à direita).



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 64 - Leitura da corrente de consumo quando o circuito está fazendo a leitura dos dados das IMUs e envio dos dados por Bluetooth - 64,3mA.



Fonte: desenvolvido pela autora.

O cálculo da estimativa do tempo de funcionamento da bateria é relativamente simples, pois basta dividir a capacidade da bateria pelo valor de corrente medido para as duas situações. Considerando que a carga da bateria usada é de 400 mAh, para a situação do modo de espera, a duração da bateria é de 8 horas e 40 minutos, já para a situação de funcionamento total do circuito, a duração é de 6 horas e 20 minutos. O cálculo é baseado na Equação 18 apresentada por Irwin (2005), que $i(t)$ é definida pela definição diferencial (razão entre diferencial de carga elétrica $-dq(t)$ e diferencial de tempo $-dt$), da qual decorre a definição de tempo incremental $-\Delta t$ (razão entre variação de carga $-\Delta Q$ e corrente média $-I_{med}$).

$$i(t) = \frac{d}{dt} q(t) \rightarrow \Delta t = \frac{\Delta Q}{I_{med}} \quad (18)$$

4.3 Testes com Optitrack e Sistema ACDP

Nesta seção não são apresentados os gráficos de todos os testes, porém no Apêndice D todos os testes estão disponíveis para verificação.

4.3.1 Teste 1 – Flexão do Tronco

Neste teste, os sensores foram dispostos nos três pontos principais da coluna e dois marcadores foram colocados sobre os pontos da cifose torácica. O movimento a ser realizado é da flexão do tronco e abaixo é ilustrado o movimento realizado.

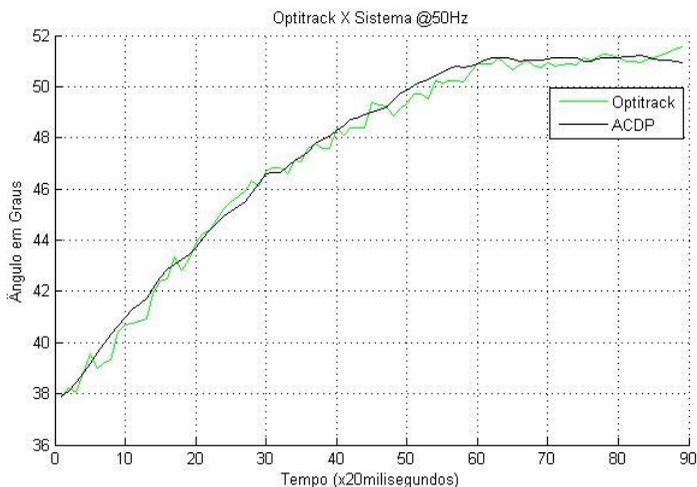
Figura 65 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão do tronco.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A diferença dos valores encontrados para os ângulos no plano YZ nos sensores A (C7-T1) e B (T12-L1) (Cifose Torácica) tem que ser igual ou muito próximo do valor encontrado nos marcadores A e B, dispostos sobre os sensores. A execução do movimento foi registrada durante o período de três segundos.

Figura 66 - Gráfico da Cifose Torácica medida no teste do Sujeito 2 para flexão do tronco.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.3.2 Teste 2 – Hiperextensão do Tronco

Neste teste, os sensores foram dispostos nos três pontos principais da coluna e dois marcadores foram colocados sobre os pontos da cifose torácica. O movimento a ser realizado é da hiperextensão do tronco e abaixo é apresentada a ilustração do movimento realizado.

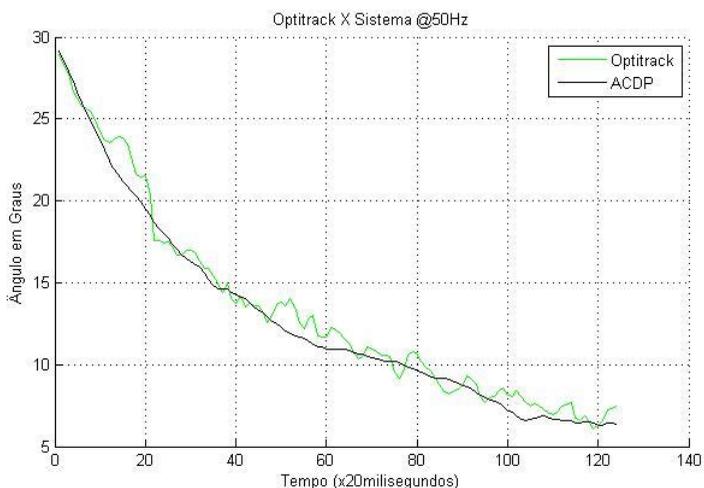
Figura 67 - Ilustração do movimento a ser executado para hiperextensão do tronco.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A diferença dos valores encontrados para os ângulos no plano YZ nos sensores A (C7-T1) e B (T12-L1) (Cifose Torácica) tem que ser igual ou muito próximo do valor encontrado nos marcadores A e B, dispostos sobre os sensores. A execução do movimento foi registrada durante o período de três segundos.

Figura 68 - Gráfico da Cifose Torácica medida no teste do Sujeito 1 para hiperextensão do tronco.

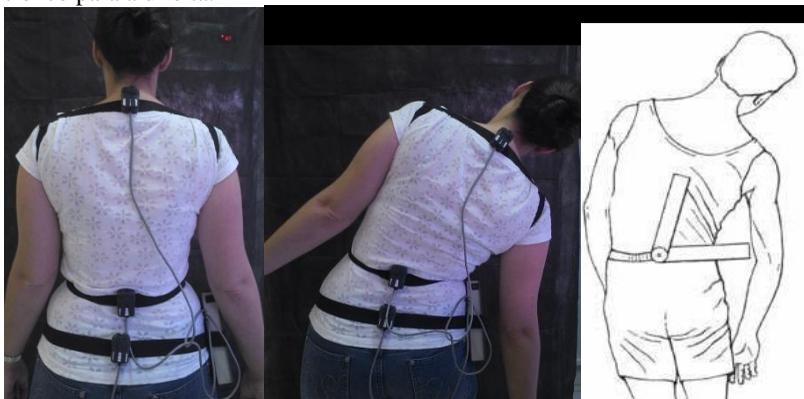


Fonte: desenvolvido pela autora.

4.3.3 Teste 3 – Flexão Lateral do Tronco para a Direita

Neste teste, os sensores foram dispostos nos três pontos principais da coluna e dois marcadores foram colocados sobre os pontos da escoliose. O movimento a ser realizado é da flexão lateral do tronco para a direita e abaixo é apresentada a ilustração do movimento realizado.

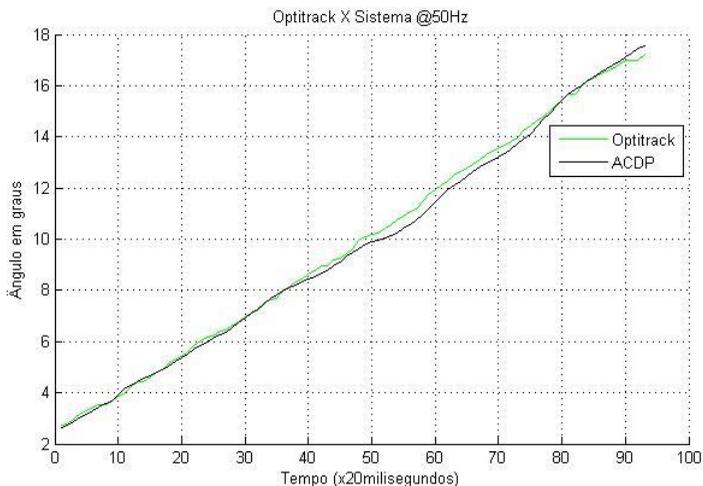
Figura 69 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão lateral do tronco para a direita.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A diferença dos valores encontrados para os ângulos no plano YX nos sensores A (C7-T1) e C (L5-S1) (Escoliose) tem que ser igual ou muito próximo do valor encontrado nos marcadores A e C, dispostos sobre os sensores. A execução do movimento foi registrada durante o período de três segundos.

Figura 70 - Gráfico da Escoliose medida no teste do Sujeito 4 para flexão lateral do tronco para a direita.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.3.4 Teste 4 – Flexão Lateral do Tronco para a Esquerda

Neste teste, os sensores foram dispostos nos três pontos principais da coluna e dois marcadores foram colocados sobre os pontos da escoliose. O movimento a ser realizado é da flexão lateral do tronco para a esquerda e abaixo é apresentada a realização do movimento.

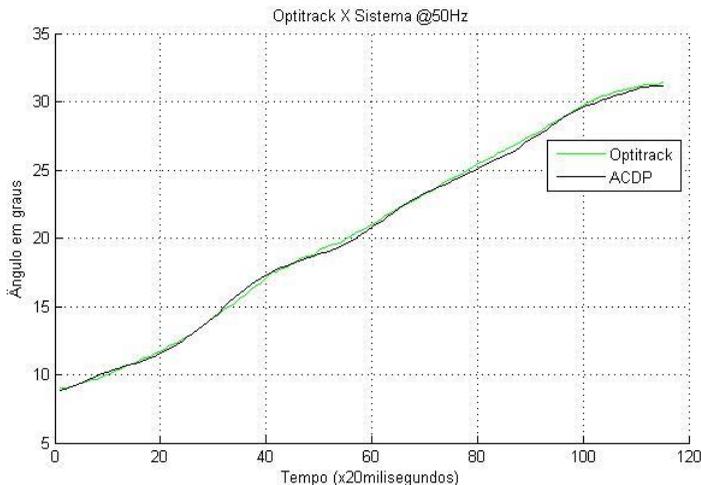
Figura 71 - Ilustração do movimento a ser executado para flexão lateral do tronco para a esquerda.



Fonte: desenvolvido pela autora.

A diferença dos valores encontrados para os ângulos no plano YX nos sensores A (C7-T1) e C (L5-S1) (Escoliose) tem que ser igual ou muito próximo do valor encontrado nos marcadores A e C, dispostos sobre os sensores. A execução do movimento foi registrada durante o período de três segundos.

Figura 72 - Gráfico da Escoliose medida no teste do Sujeito 5 para flexão lateral do tronco para a esquerda.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.4 Avaliação dos Resultados Obtidos

Nas subseções anteriores foram apresentados os gráficos com os melhores resultados para cada movimento. Todos os gráficos de todos os sujeitos estão no Apêndice D.

Nas subseções seguintes, foram analisados os resultados para cada movimento, utilizando a Análise de Concordância de Bland e Altman (1986), através dos ângulos iniciais e finais de cada movimento. Evidenciando os valores dos coeficientes de correlação dos ângulos iniciais (r_{inicial}) e finais (r_{final}), a média das diferenças dos ângulos (Optitrack - Sistema ACDP) (\bar{d}), o desvio padrão das diferenças ($s_{\bar{d}}$), os limites de concordância inferior e superior ($\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}$), o erro padrão da média das diferenças ($EP_{\bar{d}}$), o intervalo de 95% de confiança da média ($\bar{d} \pm t \times 2EP_{\bar{d}}$), o erro dos limites de concordância ($EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}}$) e o intervalo de 95% de confiança do limite inferior e superior dos intervalos de concordância ($(\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}) \pm (t \times 1,71 \times EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}})$).

4.4.1 Teste 1 – Flexão do Tronco

Os valores iniciais e finais estão dispostos na Tabela 2, assim como os gráficos gerados para a Análise de Concordância.

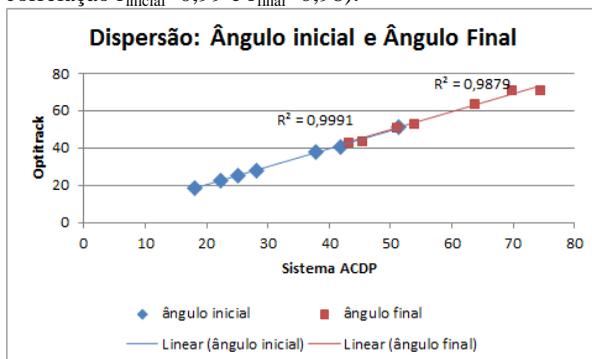
Tabela 2 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão do tronco.

Flexão do tronco					
Cifose Torácica C7-T1 e T12-L1					
Sujeito	Optitrack		Sistema ACDP		
	Ângulo Inicial (°)	Ângulo Final (°)	Ângulo Inicial (°)	Ângulo Final (°)	
1	25,4	71,8	25,1	74,3	
2	37,9	51,5	37,9	50,9	
3	51,3	64	51,3	63,7	
4	28,2	53,1	28,1	53,7	
5	18,2	44,1	18,1	45,3	
6*					
7	22,4	43,5	22,2	43	
8	40,9	71,2	41,8	69,7	

*valores sem validade para análise

Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 73 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,98$).



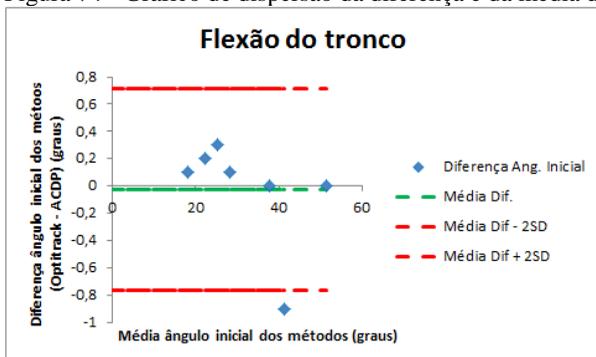
Fonte: desenvolvido pela autora.

Tabela 3 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão do tronco.

Flexão do tronco			
Parâmetro	Símbolo	Ângulos Iniciais	Ângulos Finais
		Valor (°)	Valor (°)
Média das diferenças dos ângulos	\bar{d}	0,028	0,02
Desvio padrão das diferenças	$s_{\bar{d}}$	0,369	1,239
Limites de concordância inferior e superior	$\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}$	[-0,767; 0,710]	[-2,679; 2,279]
Erro padrão da média das diferenças	$EP_{\bar{d}}$	0,139	0,468
Intervalo de 95% de confiança da média	$\bar{d} \pm t \times 2EP_{\bar{d}}$	[-0,358; 0,301]	[-1,308; 0,908]
Erro dos limites de concordância	$EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}}$	0,241	0,811
Intervalo de 95% de confiança do limite inferior e superior dos intervalos de concordância	$(\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}) \pm (t \times 1,71 \times EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}})$	[-1,339; -0,195][0,138; 1,282])	[-4,599; -0,760][0,360; 4,199])

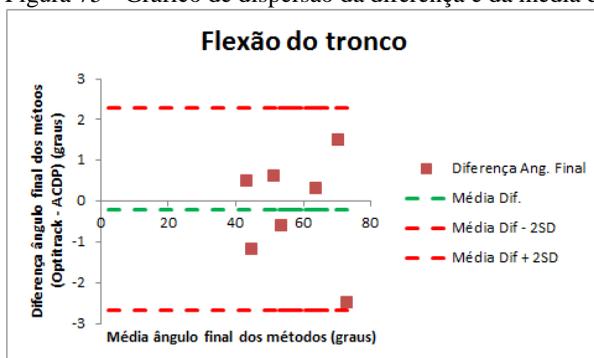
Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 74 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 75 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.4.2 Teste 2 – Hiperextensão do Tronco

Os valores iniciais e finais estão dispostos na Tabela 4, assim como os gráficos gerados para a Análise de Concordância.

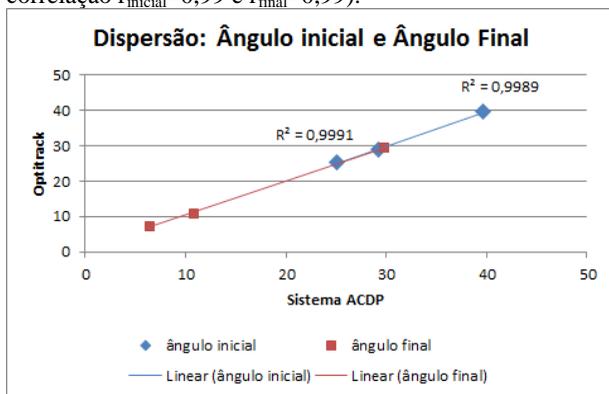
Tabela 4 - Valores dos ângulos iniciais e finais da hiperextensão do tronco.

Hiperextensão do tronco				
Cifose Torácica C7-T1 e T12-L1				
Sujeito	Optitrack		Sistema ACDP	
	Ângulo Inicial (°)	Ângulo Final (°)	Ângulo Inicial (°)	Ângulo Final (°)
1	28,9	7,4	29,2	6,4
2*				
3	39,6	29,5	39,6	29,7
4	25,3	10,9	25,1	10,8
5*				
6*				
7*				
8*				

*valores sem validade para análise

Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 76 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,99$).



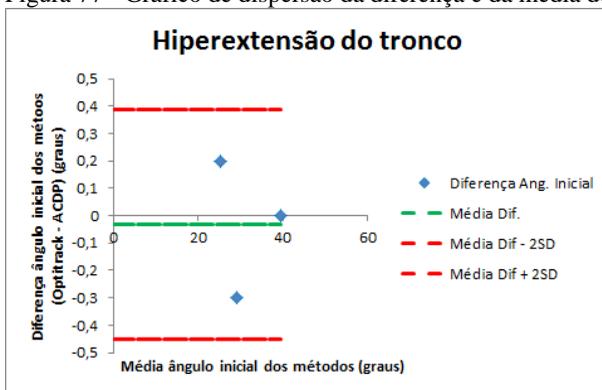
Fonte: desenvolvido pela autora.

Tabela 5 - Valores calculados para a Análise de Concordância da hiperextensão do tronco.

Hiperextensão do tronco			
Parâmetro	Símbolo	Ângulos Iniciais	Ângulos Finais
		Valor (°)	Valor (°)
Média das diferenças dos ângulos	\bar{d}	0,033	0,3
Desvio padrão das diferenças	$s_{\bar{d}}$	0,209	0,640
Limites de concordância inferior e superior	$\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}$	[-0,453; 0,386]	[-0,980; 1,580]
Erro padrão da média das diferenças	$EP_{\bar{d}}$	0,079	0,242
Intervalo de 95% de confiança da média	$\bar{d} \pm t \times 2EP_{\bar{d}}$	[-0,285; 0,219]	[-0,470; 1,070]
Erro dos limites de concordância	$EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}}$	0,137	0,419
Intervalo de 95% de confiança do limite inferior e superior dos intervalos de concordância	$(\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}) \pm (t \times 1,71 \times EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}})$	[-0,890; -0,015] [-0,050; 0,823]	[-2,314; 0,353] [0,246; 2,914]

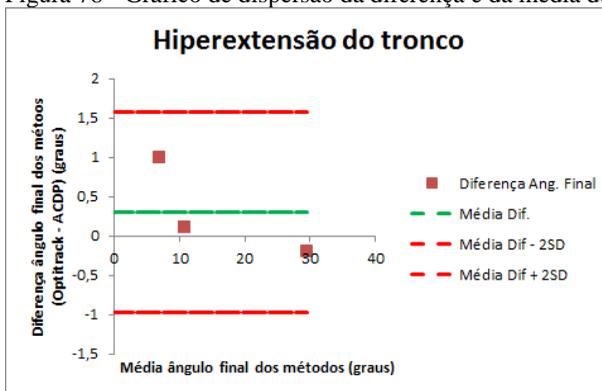
Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 77 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 78 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.4.3 Teste 3 – Flexão Lateral do Tronco para a Direita

Os valores iniciais e finais estão dispostos na Tabela 6, assim como os gráficos gerados para a Análise de Concordância.

Tabela 6 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão lateral do tronco para a direita.

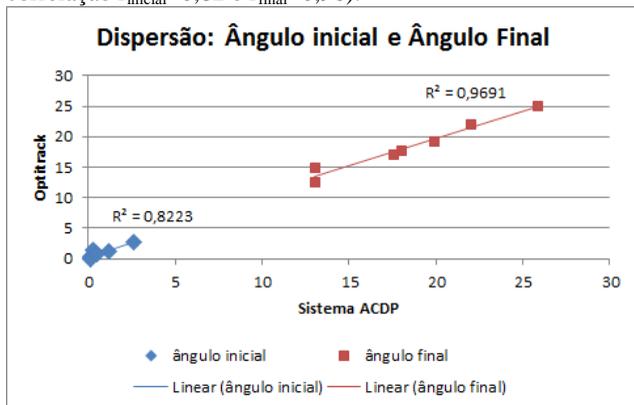
Flexão lateral para direita				
Escoliose C7-T1 e L5-S1				
Sujeito	Optitrack		Sistema ACDP	
	Ângulo Inicial	Ângulo Final	Ângulo Inicial	Ângulo Final

1	0,3	22,1	0,1	22
2	1,4	19,2	0,3	19,9
3	1,2	17,8	1,2	18
4	2,7	17,2	2,6	17,5
5	0,1	12,7	0,1	13
6*				
7	0	14,9	0,1	13
8	0,7	25,1	0,5	25,8

*valores sem validade para análise

Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 79 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,82$ e $r_{\text{final}}=0,96$).



Fonte: desenvolvido pela autora.

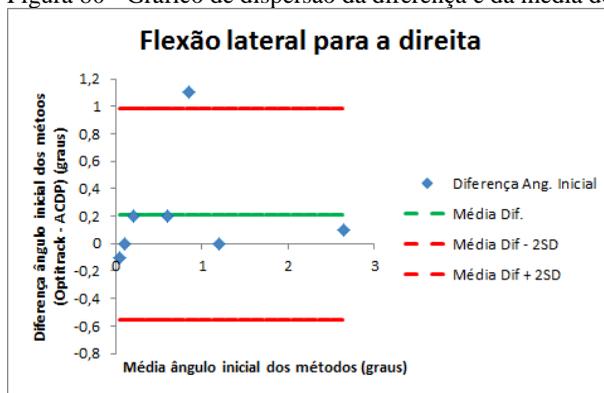
Tabela 7 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão lateral do tronco para a direita.

Parâmetro	Símbolo	Flexão lateral para direita	
		Ângulos Iniciais	Ângulos Finais
		Valor (°)	Valor (°)
Média das diferenças dos ângulos	\bar{d}	0,214	0,028
Desvio padrão das diferenças	$s_{\bar{d}}$	0,384	0,829
Limites de concordância inferior e superior	$\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}$	[-0,554; 0,983]	[-1,687; 1,630]

Erro padrão da média das diferenças	$EP_{\bar{d}}$	0,145	0,313
Intervalo de 95% de confiança da média	$\bar{d} \pm t \times 2EP_{\bar{d}}$	[-0,129; 0,557]	[-0,769; 0,712]
Erro dos limites de concordância	$EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}}$	0,251	0,542
Intervalo de 95% de confiança do limite inferior e superior dos intervalos de concordância	$(\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}) \pm (t \times 1,71 \times EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}})$	[-1,149; 0,040][0,387; 1,578)	[-2,971; -0,403][0,346; 2,914)

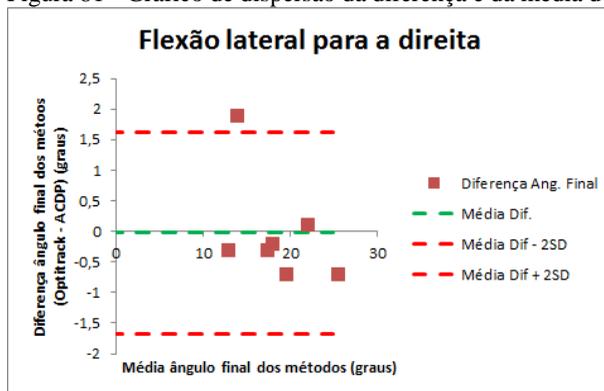
Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 80 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 81 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

4.4.4 Teste 4 – Flexão Lateral do Tronco para a Esquerda

Os valores iniciais e finais estão dispostos na Tabela 8, assim como os gráficos gerados para a Análise de Concordância.

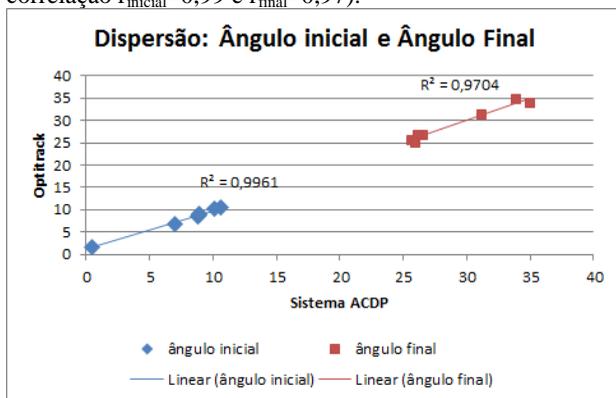
Tabela 8 - Valores dos ângulos iniciais e finais da flexão lateral do tronco para a esquerda.

Flexão lateral para esquerda				
Escoliose C7-T1 e L5-S1				
Sujeito	Optitrack		Sistema ACDP	
	Ângulo Inicial	Ângulo Final	Ângulo Inicial	Ângulo Final
1	6,9	34	7	34,9
2	8,6	34,8	8,8	33,8
3	8,9	26,9	8,9	26,5
4	10,4	25,6	10,6	25,6
5	9	31,4	8,9	31,1
6*				
7	10,1	26,9	10,1	26,1
8	1,7	25,3	0,5	25,9

*valores sem validade para análise

Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 82 - Gráfico de dispersão Optitrack X Sistema ACDP (coeficiente de correlação $r_{\text{inicial}}=0,99$ e $r_{\text{final}}=0,97$).



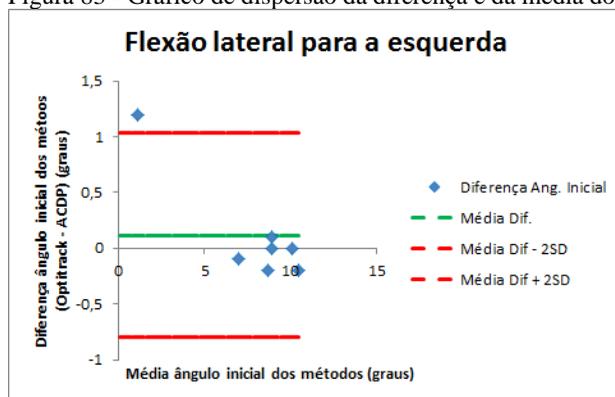
Fonte: desenvolvido pela autora.

Tabela 9 - Valores calculados para a Análise de Concordância da flexão lateral do tronco para a esquerda.

Flexão lateral para esquerda			
Parâmetro	Símbolo	Ângulos Iniciais	Ângulos Finais
		Valor (°)	Valor (°)
Média das diferenças dos ângulos	\bar{d}	0,114	0,142
Desvio padrão das diferenças	$s_{\bar{d}}$	0,456	0,647
Limites de concordância inferior e superior	$\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}$	[-0,799; 1,028]	[-1,152; 1,438]
Erro padrão da média das diferenças	$EP_{\bar{d}}$	0,172	0,244
Intervalo de 95% de confiança da média	$\bar{d} \pm t \times 2EP_{\bar{d}}$	[-0,294; 0,522]	[-0,436; 0,721]
Erro dos limites de concordância	$EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}}$	0,299	0,424
Intervalo de 95% de confiança do limite inferior e superior dos intervalos de concordância	$(\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}) \pm (t \times 1,71 \times EP_{\bar{d} \pm 2s_{\bar{d}}})$	[-1,507; -0,092][0,320; 1,735]	[-2,155; -0,149][0,435; 2,441]

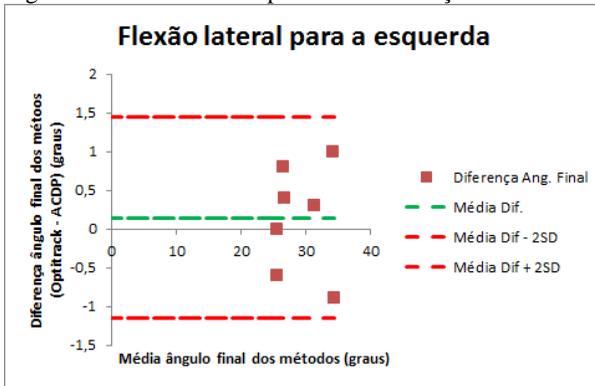
Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 83 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos iniciais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

Figura 84 - Gráfico de dispersão da diferença e da média dos ângulos finais.



Fonte: desenvolvido pela autora.

5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Neste capítulo é discutida a avaliação dos resultados obtidos com os testes realizados nas seções 4.2, 4.3 e 4.4 e os que, também, se encontram no Apêndice D. As conclusões do presente trabalho também são descritas a seguir.

Na seção 4.2, os valores da corrente consumida pelo *hardware* são relativamente baixos, com uma boa autonomia para o uso de uma bateria de 9 V com capacidade de 400 mAh, em torno de 8 horas de funcionamento em modo *stand-by*. O consumo da bateria pode ser diminuído com algumas práticas melhoradas no *firmware*, como só ativar os sensores e o módulo *Bluetooth* quando forem solicitados. Enquanto isso, ficam em modo de baixo consumo, ou em modo *power-down*. Isso pode ser feito alterando os seus registradores internos responsáveis pelo consumo de potência. Também, pode ser pensado em diminuir a frequência de *clock* do *DSC*. Porém pode ser que diminua o desempenho dos cálculos com relação às medidas realizadas, quando o dispositivo estiver no modo de correção postural.

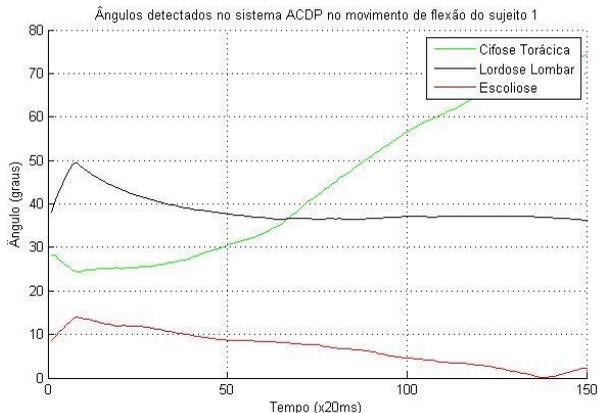
Pode-se perceber que para o Sujeito 6 (Apêndice D) todos os dados captados não possuem validade para realizar a análise. Isto se deve ao fato de que o sujeito 6 estava com roupa branca e o sistema do Optitrack perdia o movimento dos marcadores a todo momento. Inúmeras vezes foram repetidos os testes para tentar captar o movimento, e mesmo assim o sistema do Optitrack não detectou os marcadores. Outra dificuldade encontrada no sistema do Optitrack, foi detectar o movimento da hiperextensão do tronco, pois somente em três sujeitos foi obtido um resultado que pudesse ser analisado. Pode-se dizer que o movimento não foi bem executado por alguns voluntários, pois é uma posição incômoda e exige treinamento muscular. Porém, para ambos os problemas detectados, o sistema ACDP se destaca neste ponto por não necessitar de um vídeo para detecção das curvaturas, pois utiliza sensores de posição inerciais.

Na seção 4.3 foram apresentados os movimentos executados pelos voluntários e os gráficos principais de comparação. Pode-se perceber que os dados dos ângulos captados pelo Optitrack possuem oscilações e não foram filtrados, pois perderia a característica do sinal verdadeiro enviado pelo equipamento, o que demonstra que possui susceptibilidade à ruídos e perturbações do ambiente de teste, dos movimentos realizados pelo sujeito, da iluminação ambiente e das roupas detectadas pelas câmeras.

Considerando os dados que foram apresentados e os gráficos gerados na seção 4.4 para a análise de concordância e correlação, percebe-se que os sistemas possuem um alto índice de correlação nos gráficos de dispersão do Optitrack X Sistema ACDP, o que já indica que ambos os sistemas possuem correlação. Mas para se obter uma melhor análise para comparar os sistemas que medem uma mesma grandeza, os outros gráficos foram gerados a partir da teoria aplicada de Bland e Altman (1986) que são gráficos de dispersão das Diferenças X Médias dos Ângulos. Estes apresentam informações importantes, tais como a média e os limites das diferenças medidas dos ângulos, simplificando a comparação dos métodos. Pode-se perceber pelos valores encontrados dos coeficientes e limites de confiança de cada gráfico que os valores encontrados possuem pequena variação com relação à grandeza medida, isto é, os valores encontrados estão em décimos, centésimos de um grau, o que demonstra um alto grau de concordância dos métodos aplicados para medir as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral.

Para obter sucesso na maior parte dos testes com os voluntários, realizou-se diversos testes do sistema do Optitrack para se habituar ao sistema das câmeras e ao ambiente propício para execução destes, com auxílio de professores e doutorandos do LEBM-UFSC. Devidos aos problemas encontrados nos testes iniciais, somente as curvaturas de cifose torácica e escoliose foram comparadas entre os dois sistemas. Entretanto, o sistema ACDP realizou as medidas das três curvaturas (Figura 85).

Figura 85 - Gráfico dos ângulos detectados no sistema ACDP com as três curvaturas da coluna.



Fonte: desenvolvido pela autora.

O uso de IMUs é um conceito inovador para diagnosticar o comportamento postural de indivíduos e, por isso, há pouca literatura disponível que relacione o uso de IMUs na correção e na análise da postura. O diagnóstico do comportamento postural é possível através do uso de cálculos algébricos, identificando, assim, os padrões em sinais discretos, captados dos sensores. É um sensor não invasivo, sendo assim adequado para aplicações médicas, não necessita ser implantado, pois o posicionamento sobre a superfície da pele não altera o resultado da leitura dos sinais. Pode ser usado em qualquer tipo de aplicação que envolva a captação de sinais de movimento e de posição, ou seja, movimentos dinâmicos e quase estáticos, respectivamente. Os acelerômetros e os giroscópios são transdutores que estão sendo cada vez mais inseridos na eletrônica para benefício da Engenharia Biomédica.

Pode-se observar pelas características de funcionamento das IMUs, apresentadas neste trabalho, que é viável fazer um Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural. Os estudos citados na fundamentação teórica são promissores, sendo os esforços de estudo e pesquisa na área do comportamento postural um assunto de grande relevância para sociedade e por pesquisadores da área da saúde.

Os resultados dos testes podem ser considerados bons, pois os índices de correlação encontrados possuem valor elevado e a análise de concordância apresentou gráficos com valores dentro dos limites definidos pelos limites de concordância calculados. Considerando que o sistema Optitrack é susceptível à perturbações externas alguns valores podem ter saído dos limites.

Os objetivos foram gradualmente alcançados. Na fase atual, o sistema ACDP possui capacidade de realizar exames clínicos na análise das curvaturas da coluna nos dois planos anatômicos, que são os mais importantes, até mesmo para avaliação da Flexibilidade dos movimentos da coluna em movimentos dinâmicos e quase estáticos, e capacidade de alertar quando detectada uma má postura a partir dos valores limites determinados, utilizando um método de mensuração comprovado cientificamente, o Método de Cobb. Com algumas modificações no *layout* do programa do *PC* e alguns melhoramentos na estruturação dos códigos fonte, o sistema pode-se considerar um apoio significativo para os profissionais da saúde e usuários interessados em reeducação postural.

A prevenção de doenças nos pacientes é outro ponto forte desse sistema criado, pois diminui a necessidade de fazer do uso de radiografias para a avaliação das curvaturas da coluna e constitui um

ganho significativo da proposta desenvolvida. Neste caso diminui a frequência da exposição do profissional da saúde e do paciente à radiação emitida pelo aparelho de raio X, para diagnóstico e análise da evolução da enfermidade.

O corretor postural utiliza as mesmas fórmulas e filtros aplicados no *software* PC para a análise postural, porém não foi possível realizar os testes dessa função nos voluntários, devida à dificuldade de encontrar um teste que represente a aplicação na correção postural e pela limitação do sistema em armazenar na memória interna os dados captados dos movimentos executados por mais de três segundos, limitado pelo *hardware*. Neste modo, os valores dos sensores não são armazenados na memória interna, somente o valor anterior e o atual e sempre realizando a comparação dos valores dos ângulos com os valores limites enviados pelo PC; se há a permanência por mais de 5 segundos da postura incorreta, é gerado um alarme sonoro que se repete quando há a insistência da má postura. Para o modo corretor foram realizados testes de bancada para validar o *hardware* e *firmware*.

Portanto, pode-se concluir que o sistema ACDP pode ser usado para análise do comportamento postural em nível clínico e como um dispositivo eletrônico de vestir para promover a reeducação postural. Além de apresentar menor susceptibilidade aos fatores externos e não depender de um ambiente preparado com luz e câmeras ou com máquinas de raio-X, apenas depende de um computador, estruturas elásticas de fixação dos sensores e posicionamento dos sensores sobre as vértebras facilmente detectadas pelos limites das curvaturas fisiológicas. O sistema ACDP é portátil, *wireless*, não invasivo e completo, com *hardware*, *firmware* e *software* dedicados para o propósito do projeto.

6 PERSPECTIVAS PARA TRABALHOS FUTUROS

6.1 Realizar testes adicionais e incluir de sensores inerciais

Na continuidade do trabalho, a realização de testes adicionais com o sistema criado seria interessante, comparando os resultados obtidos no ACDP com algum outro método de medição das curvaturas da coluna. Além de realizar os testes do modo corretor postural em voluntários, de forma que os dados sejam armazenados e julga-se importante realizar novamente uma análise para comprovar o funcionamento.

Após, pode-se considerar a adição de IMUs para trabalhar em conjunto, com várias unidades funcionando ao mesmo tempo. E então, partir para a análise do comportamento postural de uma forma mais completa, com inclusão de cálculos de ângulo de rotação e de pontos adicionais de estudo distribuídos pela coluna e outras partes do corpo.

6.2 Avaliar a possibilidade de disponibilizar os dados

Em um banco de dados os dados coletados durante os testes em indivíduos, tornando-os públicos e motivando a classe acadêmica a pesquisar mais sobre as curvaturas fisiológicas da coluna e, buscando-se identificar os valores-padrão de uma população escolhida para o estudo. Há uma necessidade de encontrar esses valores para serem feitas as avaliações corretamente, sem falsos positivos, pois existem muitas divergências entre os autores estudados. Uma forma que isso poderia ser feito é utilizando o sistema de serviço de saúde ubíqua (Rodrigues, 2010).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMINIAN, K., ROBERT, Ph., BUSCHER, E. E., RUTSCHMANN, B., HAYOZ, D., DEPAIRON, M. *Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 37:1, p. 304-8. 1999. Resumo.

ANALOG DEVICES. *Small and Thin Accelerometer – ADXL321*. 2007, Rev. 0, ADXL321 datasheet, Norwood, MA, USA. Disponível em: http://www.analog.com/UploadedFiles/Data_Sheets/ADXL321.pdf. Acesso em: 20 ago. 2013.

ANALOG DEVICES. *Basic Linear Design – Chapter 3: Sensors*. Material escrito. 2013.

BALBINOT, Alexandre. *Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde*. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Escola de Engenharia. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Tese de Doutorado. Porto Alegre, 2001.

BANKOFF, A. D. P., CAMPELO, T. S., CIOL, P., ZAMAI, C. A. *Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. Movimento e Percepção*: Espírito Santo do Pinhal, v.6, n.9, p. 55-70, 2006.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. *Lancet*, v. 327, n. 8476, p. 307-310, 1986.

BORLAND, Software Corporation. *Developer's guide C++ Builder 6*. 2001. U.S.A.

BOSS, Norbert; AEBI, Max. *Spinal Disorders. Fundamentals of Diagnosis and Treatment*. Berlin: Springer, 2008.

CADSOFT. *Eagle 5.0*. 2009. Informações sobre o produto. Disponível em <<http://www.cadsoftusa.com/eagle50e.pdf>>. Acesso em: 15 jul. 2012.

CARDOZO, G. *Sistema de Avaliação Postural para Suporte no Processo de Decisão Clínica*. Mestrado em Engenharia Biomédica. Universidade Federal de Santa Catarina. Dissertação de Mestrado, 2012.

CASTRO, Pedro C. G. de; LOPES, José A. F. *Avaliação Computadorizada por fotografia digital, como recurso de avaliação na Reeducação Postural Global*. *ACTA Fisiátrica*. v. 10, n. 2, p. 83-88, 2003.

CLAUS, A. P., HIDES, J. A., MOSELEY, G. L., HODGES, P. W. *Is 'ideal' sitting posture real?: Measurement of spinal curves in four sitting postures*. *Manual Therapy: Elsevier*, v.14, p. 404-408, 2009.

COLTON, S. *The Balance Filter*. Material escrito. Massachusetts Institute of Technology, 25 jun. 2007.

DUTRA FILHO, A. D., TEYMENY, A. A., OLIVEIRA, I. M., AZEVEDO, A. S. A., FERREIRA, A. A., REIS, L. M., GUIMARÃES, E. A. *Avaliação da postura e do equilíbrio estático de indivíduos portadores da doença de Parkinson através da cifordometria e da oscilometria*. *Revista de Saúde da UCPEL: Pelotas*, v.1, n.1, p. 60-65, 2007.

EMBARCADERO TECHNOLOGIES. *Builder C++ Ver: 6*. Informações sobre o produto. Disponível em: <<http://www.embarcadero.com/products/cbuilder>>. Acesso em: 25 jun. 2012.

ESTIGONI, E. H. *Sistema para Análise de Postura Baseado em Processamento Digital de Imagens e Reconstrução Tridimensional*. Mestrado em Engenharia Biomédica. Universidade Federal de Santa Catarina. Dissertação de Mestrado, 2006.

ESTON, R. G., ROWLANDS, A. V., INGLEDEW, D. K. *Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities*. *Journal of Applied Physiology*, v. 84:1, p. 362-71, 1998.

FERNANDES, Viviane Lemos Silva. *Mensuração da cifose torácica com o método flexicurva em mulheres idosas pós-menopáusicas*. Mestrado em Educação Física. Universidade Católica de Brasília. Dissertação de Mestrado, 2006.

FIGUEIREDO, L. J.; GAFANIZ, A. R.; LOPES, G. S.; PEREIRA, R. *Aplicações de Acelerômetros*. Monografia de Instrumentação e Aquisição de Sinais. Instituto Superior Técnico. Lisboa, Portugal, 2007.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. *56F8037 – Evaluation Module User Manual*. 2006. Disponível em: <http://cache.freescale.com/files/dsp/doc/user_guide/MC56F8037EVMUM.pdf?fpsp=1&WT_TYPE=UsersGuides&WT_VENDOR=FREESCALE&WT_FILE_FORMAT=pdf&WT_ASSET=Documentation> Acesso em: 15 mar. 2012.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. *CodeWarrior Ver: 8.2. Datasheet: CodeWarrior Development Studio for Freescale 56800/E*. 2008a. Disponível em:

<http://www.freescale.com/files/soft_dev_tools/doc/data_sheet/950-00003.pdf?pspll=1>. Acesso em: 15 mar. 2012.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. *56F8037 Datasheet Ver. 5.* 2008b Disponível em: <http://www.freescale.com/files/dsp/doc/data_sheet/MC56F8037.pdf>. Acesso em: 15 mar. 2012.

FURASTÉ, Pedro Augusto. *Normas Técnicas para o Trabalho Científico*. Explicação das Normas da ABNT. 13. ed. Porto Alegre: s.n., 2005.

GARCÍA, Pedro L. R. *Alteraciones de la Columna Vertebral*. Facultad de Educación. Universidad de Murcia. s.d.

GIGLIO, Carlos A.; VOLPON, Jose B. *Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth*. Journal of Child Orthopedic: Springer, v.1, p.187-193, 2007.

GOH, S.; PRICE, R. I.; LEEDMAN, P. J.; SINGER, K. P. *A comparison of three methods for measuring thoracic kyphosis: implications for clinical studies*. Rheumatology: v. 39, p. 310-315, 2000.

GONÇALVES, Giovanna B.; PEREIRA, João S. *Avaliação radiológica dos valores angulares das curvaturas lombo-lombar e lombo-sacra em adolescentes*. ACTA Fisiatria: s.l., v.15, n.2, p.92-95, 2008.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentos de Física: Mecânica*. 6 ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos, 2002.

HELFRICK, A.D.; COOPER, W.D. *Instrumentação eletrônica moderna e técnicas de medição*. Rio de Janeiro: Prentice-Hall Inc., 1994.

HENDELMAN, D., MILLER, K., BAGGETT, C., DEBOLD, E., FREEDSON, P. *Validity of acceletometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field*. Medicine & Science in Sports & Exercise, v. 32:9, p. S442–9, 2000.

HIRAKATA, V. N.; CARNEY, S. A. *Análise de Concordância entre Métodos de Bland-Altman*. Revista do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, v. 29, n. 3, p. 261-268, 2009.

IRWIN, J. D. *Análise de Circuitos em Engenharia*. 4 ed. São Paulo: Pearson Education do Brasil, p. 3, 2005.

IWASHITA, S., TAKENO, Y., OKAZAKI, J. I., KAMIJO, Y., MASUKI, S., YANAGIDAIRA, Y., NOSE, H. *Triaxial accelerometry to evaluate walking efficiency in older subjects*. Medicine and Science

in *Sports and Exercise: Official Journal of the American College of Sports Medicine*, p.1766-1772, 2003.

JANZ, K.F., WITT, J., MAHONEY, L.T. ***The stability of children's physical activity as measured by acclerometry and self-report.*** *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 27:9, p. 1326-32, 1995

KAPANDJI, A. I. ***Fisiología Articular – Tronco y Raquis.*** 5 ed. s.l.: Editora Medica Panamericana Maloine, 2000.

KCWirefree. ***Bluetooth OEM Module.*** KC-21 Datasheet. Manual de Orientação. Tempe, Arizona, 2007. Disponível em: <www.kcwirefree.com>. Acesso em: 20 mar. 2012.

KCWirefree. ***kcSerial 3.0 Firmware User Guide.*** Datasheet. Manual de Orientação. Tempe, Arizona, 2011. Disponível em: <WWW.kcwirefree.com>. Acesso em: 20 mar. 2012.

KNOPLICH, José. ***Endireite as Costas. Desvios da coluna – exercícios e prevenção.*** 5 ed. São Paulo: IBRASA, 1989.

LE SAGE, T., BINDEL, A., CONWAY, P., JUSTHAM, L., SLAWSON, S., WEST, A. ***Kalman filter design for application to an ins analyzing swimmer performance.*** *18th European Signal Processing Conference – EUSIPCO 2010:* Aalborg, Denmark. EURASIP, p.1723-1727, 2010.

LEROUX, M. A.; ZABJEK, K.; SIMARD, G.; COILLARD, C.; RIVARD, C. ***Estimated kyphosis and lordosis changes at follow-up in patients with idiopathic scoliosis.*** *Journal of Pediatric Orthopaedics.* Lippincott Williams & Wilkins: v.22, p. 73-79, 2002.

LEWIS, Jeremy S.; VALENTINE, Rachel E. ***Clinical measurement of the thoracic kyphosis. A study of the intra-rater reliability in subjects with and without shoulder pain.*** *BMC Musculoskeletal Disorders.* v. 11, n. 39, 7 p., 2010.

LÓPEZ-MIÑARO, P. A.; GARCÍA, P. L.; MEDINA, F. S.; LUCAS, J. L. Y.; IBARRA, A. G. ***Disposición sagital Del raquis em usuarios de salas de musculación.*** *Archivos de Medicina del Deporte.* v. 24, n. 122, p.435-441, 2007.

MAÇANEIRO, Carlos H.; MIYAMOTO, Ricardo K.; LAUFFER, Rodrigo F.; MARTINS, Luciano L. ***Comparação entre dois métodos de posicionamento para realização do raio X e sua repercussão na avaliação da cifose torácica utilizando o método de Cobb e no equilíbrio sagital.*** *Coluna/Columna:* s.ed., v.9, n.4, p.363-369, 2010.

MAELE, P. V. *Reading an IMU without Kalman*. Artigo online. 26 abr. 2013. Disponível em: < <http://www.pieterjan.com/node/11>> Acesso em: 13 maio 2013.

MARQUES, Amélia P. *Manual de Goniometria*. 2 ed. Barueri: Editora Manole, 2003.

MEDINA, F. S.; RUBIA, S. G. de la; ORTUÑO, P. A. *El pediatría ante la educación física*. Murcia: s.ed., 1999.

NASCIMENTO, Tâmara Costa do. Laboratório de Engenharia Biomédica. Engenharia Elétrica/Eletrônica. Universidade Católica de Pelotas. *Trabalhando com o acelerômetro LIS3LV02DQ via comunicação SPI*. Manual de Orientação. Pelotas: UCPEL, 2009.

NASCIMENTO, Tâmara Costa do. Laboratório de Engenharia Biomédica. Engenharia Elétrica/Eletrônica. Universidade Católica de Pelotas. *Kit KMC56F8013 – Programação do MCP23S17 (expansor de portas) para o funcionamento do display LCD alfa numérico*. Manual de Orientação. Pelotas. UCPEL, 2008.

NERY, Pâmela Borges. *Análise da confiabilidade intra e interexaminador do software de avaliação postural – SAPO em escolares do município de Ribeirão Preto – SP*. Mestrado em Enfermagem em Saúde Pública. Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo. Dissertação de Mestrado. Ribeirão Preto, 2009.

OPTITRACK. *Tracking Tools 2.4.0 User's Guide*. Natural Point Corporation. Corvallis, 2013.

O'REILLY, R.; WEINBERG, H. *The Five Motion Senses: MEMS Inertial Sensing to Transform Applications*. Sensors, 1 jan. 2010. Disponível em: <www.sensormag.com/sensors/acceleration-vibration/the-five-motion-senses-mems-inertial-sensing-transform-applications?print=1>. Acesso em: 16 abr. 2013.

OTT, Gustavo. *CURARE: Sistema de Estimulação Elétrica e Aceleromiografia voltado à avaliação do grau de bloqueio neuromuscular*. Curso de Engenharia Elétrica/Eletrônica. Centro Politécnico. Universidade Católica de Pelotas. Trabalho Final de Graduação. Pelotas, 2009.

PASHMAN, Robert S. *Kyphosis*. Disponível em: <www.espine.com> Acesso em: 15 set. 2012.

PETERSON, Donald R., BRONZINO, Joseph D. *Biomechanics: Principles and Applications*. Boca Raton: CRC Press, 2008.

PEQUINI, Susan M. *Biomecânica da Postura Sentada. Ergonomia aplicada ao Design de produtos: Um estudo de caso sobre o Design de bicicletas*. São Paulo: FAU – USP, 2005.

RODRIGUES, Sérgio Luis. *uMED: Uma arquitetura para desenvolvimento de software direcionada à medicina ubíqua*. Programa de Pós-Graduação em Informática. Centro Politécnico. Universidade Católica de Pelotas. Relatório de Conclusão da Disciplina de Dissertação de Mestrado I. Pelotas, 2010.

ROLIM, R. I. L. *Efeitos biológicos e normas de biossegurança dos raios X: avaliação dos conhecimentos dos estudantes de graduação em odontologia da UFPB*. Departamento de Odontologia Restauradora. Universidade Federal da Paraíba. Monografia, 2010

SACCO, I. C. N.; MELO, M. C. S.; ROJAS, G. B.; NAKI, I. K.; BURGI, K.; SILVEIRA, L. T. Y.; GUEDES, V. A.; KANAYAMA, E. H.; VASCONCELOS, A. A.; PENTEADO, D. C.; TAKAHASI, H. Y.; KONNO, G. *Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos*. Revista Brasileira de Cinética e Movimento: Brasília, v. 11, n. 2, p. 25-33, 2003.

SANTOS, W. E. *Sistema para identificação da curvatura na junta prismática de um robô via quaternions*. Doutorado em Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Santa Catarina. Tese de Doutorado. Florianópolis, 2003.

SINGHAL, T.; HARIT, A.; VISHWAKARMA, D. N. *Kalman Filter Implementation on Accelerometer sensor data for three state estimation of a dynamics system*. International Journal of Research in Engineering and Technology, v. 1, n. 6, p.330-334, 2012.

SOUZA, Flávia R. de. *Avaliação da concavidade lombar pelo método radiográfico e pela cifolordometria*. Mestrado em Fisioterapia. Centro Universitário do Triângulo – UNITRI. Dissertação de Mestrado. Uberlândia, 2006.

SOUZA, F. R.; FERREIRA, F.; NARCISO, F. V.; MAKHOUL, C. M. B.; CANTO, R. S. T.; BARAUNA, M. A. *Avaliação da concavidade lombar pelo método radiográfico e pela cifolordometria*. Revista Brasileira de Fisioterapia. ISSN 1413-3555, 7p., 2008.

ST MICROELECTRONICS. *STEVAL-MK1124V1*. Data brief. 2013.

ST MICROELECTRONICS. *TA0343 – Everything about STMicroelectronics 3-axis digital MEMs gyroscopes*. Technical Article, 2011.

STRAKER, L. M.; O’SULLIVAN, P. B.; SMITH, A. J.; PERRY, M. C. *Relationships between prolonged neck/shoulder pain and sitting spinal posture in male and female adolescents*. Manual Therapy. Elsevier: v. 14, p. 321-329, 2009.

SUAIDE, André Luis Alarcon do Passo. *Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral*. Mestrado de Neurociências e Comportamento. Escola de Psicologia. Universidade de São Paulo. Dissertação de Mestrado. São Paulo, 2008.

TEIXEIRA, F. A.; CARVALHO, G. A. *Reliability and validity of thoracic kyphosis measurements using the flexicurve method*. Revista Brasileira de Fisioterapia. São Carlos: v. 11, n. 3, p.173-177, Maio/Junho 2007.

TEXAS INSTRUMENTS. *Accelerometers and how they work*. 2005, Company brochure, Dallas, TX, USA. Disponível em: <http://www2.usfirst.org/2005comp/Manuals/Acceler1.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2012.

VIBY-MORGENSEN, J., JENSEN, E., WERNER, M., NIELSEN, H. K. *Measurement of acceleration: a new method of monitoring neuromuscular function*. Acta Anaesthesiol Scand., v. 32:1, p. 45-8, 1988.

WILNER, Stig. *Spinal pantograph – a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine*. ACTA Orthopedic Scand. v. 52, p. 525-529, 1981.

WONG, Wai Yin, WONG, Man Sang. *Detecting spinal posture change in sitting positions with tri-axial accelerometers*. Gait & Posture: Elsevier, v. 27, p.168-171, 2008.

XSENS TECHNOLOGIES. ROETENBERG, D.; LUINGE, H.; SLYCKE, P. *Xsens MVN: Full 6DoF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors*. 3 abr. 2013.

YOUSEFI, M.; MEHRSHAD, N.; ILBEIGI, S.; PIRY, H.; RAHIMI, M. *Is reflective markers image processing a precise method to diagnose lumbar lordosis and thoracic kyphosis?* World Journal of Sport Sciences. IDOSI Publications: v. 4, n. 4, p. 416-422, 2011.

ZAPATER, A. R., SILVEIRA, D. M., VITTA, A., PADOVANI, C. R., SILVA, J. C. P. *Postura sentada: a eficácia de um programa de educação para escolares*. Ciência e Saúde Coletiva, v.9, p.191-199, 2004.

ZHITOMIRSKY, D. *Development of a novel wearable posture correction apparatus using advanced accelerometry techniques*. Department of Electrical and Computer Engineering. McMaster University, 2010.

APÊNDICE A – Outros Métodos Não Invasivos

A.1 Pantógrafo

O pantógrafo é um equipamento rudimentar que foi adaptado para ser usado na mensuração da curvatura da coluna vertebral. Foi criado pelo astrônomo alemão Christoph Scheiner em 1603, é utilizado para fazer ampliações e reduções de figuras ou formas geométricas, é constituído por quatro barras articuladas e fixadas entre si, sendo duas maiores e duas menores. Para o uso fisioterapêutico, uma superfície de desenho é fixada sob o pantógrafo para representar o contorno da linha do tronco. Os pacientes ficam imóveis, em pé, e os processos espinhosos que servirão de parâmetros para a mensuração do ângulo da curvatura são definidos e desenhados, sendo que na extremidade do pantógrafo, que passará na coluna do paciente, há uma rodinha e conforme a roda desliza na curvatura essa é desenhada na superfície de desenho, tendo assim, a cifose e a lordose (Wilner, 1981).

A partir do contorno da coluna desenhado é encontrado o ângulo da cifose e da lordose por meio de análise geométrica. Há uma forte correlação entre a pantografia e o raios-X ($r = 0,97$) (Wilner, 1981). Apesar de ser de fácil manuseio, o pantógrafo não consegue indicar se o paciente tem escoliose por criar um desenho plano e a escoliose é uma deformidade tridimensional. O pantógrafo adaptado por Wilner (1981) está na Figura 86.

Este método, em 2007, teve uma evolução de tecnologia, em que Giglio e Volpon criaram um pantógrafo digital, como mostra a Figura 86. Segundo os autores, este método computadorizado obteve sucesso após ser calibrado corretamente.

Figura 86 - Pantógrafo adaptado por Wilner (1981) e Pantógrafo digital criado por Giglio e Volpon (2007).



Fonte: Wilner (1981); Giglio e Volpon (2007).

A.2 Cifolordômetro

O cifolordômetro foi adaptado por Baraúna em 1999 e sua configuração conta com uma haste vertical de alumínio de 39 x 58 mm e 1,97 cm de altura além de contar com 39 hastes horizontais com secção transversa de um quarto de polegada e 40 cm de comprimento, que são móveis, indeformáveis e equidistantes por quatro centímetros uma da outra. O equipamento está fixado sobre uma plataforma de apoio ortostático com área de 73 x 56 cm em um piso de borracha, antiderrapante. O desenho que representa a forma da coluna vertebral no plano sagital é representado em uma folha de papel, fixada atrás do cifolordômetro (BUSTAMANTE, 2002; BARAÚNA, 2005 apud Suaide, 2008).

O método mostrou-se confiável intra e inter observador para a avaliação da curvatura lombar, com um coeficiente de correlação forte ($r = 0,89$), sendo possível à mensuração quantitativamente da curvatura através da radiografia e da cifolordometria (SOUZA, 2006).

Porém, assim como o pantógrafo, o método não consegue mensurar a escoliose por não representar a coluna em três dimensões.

Figura 87 - Demonstração do exame realizado no cifolordômetro.



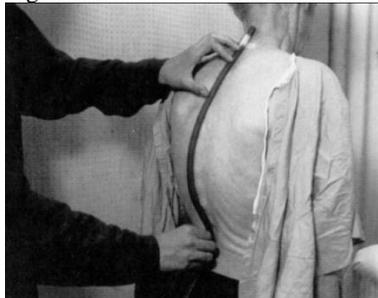
Fonte: Souza (2008).

A.3 Flexicurva

A flexicurva é uma régua flexível de chumbo, de baixo custo e é moldável. Com o paciente em pé, posiciona-se a régua o mais próximo da linha média da coluna entre os processos espinhosos de C7 e S1. Moldando a régua conforme a geometria da coluna vertebral do paciente, a régua é sobreposta em um pedaço de papel onde seu contorno é traçado. Une-se o começo e o final da curva por uma reta. Por meio de análise geométrica acha-se o ângulo de curvatura (Teixeira e Carvalho, 2007). Em estudo, Lundon, Li & Bibershtein (1998) verificaram que a média dos ângulos medidos com esse método e com o cifômetro de DeBrunner diferia em $2,84 \pm 0,85^\circ$. Para ambos, a análise

tridimensional da coluna não é possível (apud Suaide, 2008). E Fernandes (2006) utilizou este método para realizar a avaliação das curvaturas fisiológicas de mulheres idosas, pós-menopáusicas.

Figura 88 – Flexicurva.



Fonte: Suaide (2008).

A.4 Arcômetro

Assim como outros métodos, o arcômetro serve para mensurar apenas o ângulo da cifose e lordose. Formado por uma régua com três hastes perpendiculares, sendo uma fixa – a primeira – e as outras duas móveis. Posiciona a primeira haste no processo espinhoso que se refere ao começo da curvatura, a terceira haste no final da curvatura e a haste do meio no processo espinhal mais aberto da curvatura. As medidas obtidas em milímetros podem ser convertidas para ângulo por meio de uma tabela de referência existente (D'OSUALDO, SCHERANO & IANNIS, 1997 apud Suaide, 2008).

Figura 89 – Arcômetro.



Fonte: Suaide (2008).

A.5 Técnica de Moiré

A técnica de Moiré ou topografia de Moiré consiste em uma técnica não invasiva que analisa por meio de fenômeno óptico a geração de franjas na superfície do corpo a ser estudado. Elas são geradas pela iluminação de uma tela

formando linhas paralelas e sua sombra projetada no corpo. As franjas de Moiré representam um estudo tridimensional semelhante aos do contorno topográfico utilizado em mapas (Nery, 2009).

Figura 90 - Técnica de Moiré.



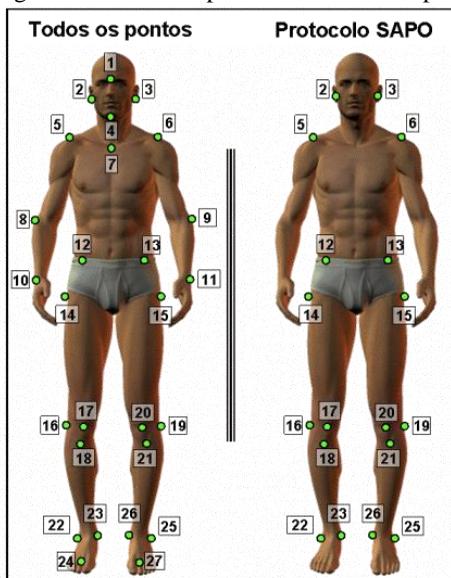
Fonte: Nery (2009).

A.6 Fotogrametria

A fotogrametria ou biofotogrametria é a inserção dos princípios fotogramétricos de imagens fotográficas retiradas de movimentos corporais, ou seja, é a aplicação da fotografia à métrica. Alguns pesquisadores têm utilizado a fotogrametria para divulgação da avaliação da postura no meio acadêmico, como um recurso metodológico de mensuração mais fidedigno e padronizado em relação à avaliação subjetiva. Em 2003, foi criado um software de livre acesso para avaliação da postura, o SAPO (Software de Avaliação Postural) que é um programa de computador que faz uso de fotografias digitalizadas – biofotogrametria dos indivíduos, possibilitando a mensuração de desvios posturais (Nery, 2009).

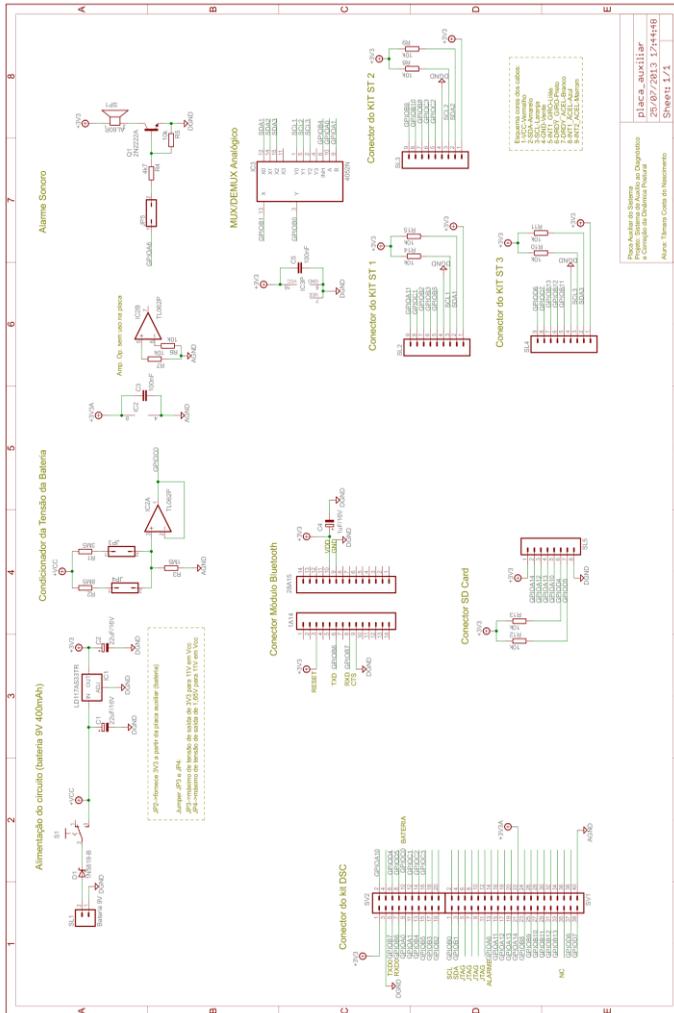
Existem dois trabalhos já defendidos no Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC que avaliam a postura através de fotos, como a dissertação de mestrado de Cardozo (2012) e Estigoni (2006).

Figura 91 - Foto dos pontos determinados pelo Programa SAPO.



Fonte: Nery (2009).

APÊNDICE B – Diagrama Esquemático da placa auxiliar



25/07/2013 17:45:04 F=0.89 D:\Dissertação\Esquemático\placa_auxiliar.sch (Sheet: 1/1)

APÊNDICE C – Exemplo de arquivo de texto gerado pelo software
Código 1: Arquivo de texto gerado Builder

Sujeito 1	Indicação do sujeito
1	Indicação da posição em pé
0	Indicação do movimento de flexão do tronco
16/1/2014	Indicação da data do teste
15:37:18	Indicação da hora do teste
-1	Leitura da IMU 1
240	
25	
371	
233	
301	
15	
242	
-99	
-56	
-179	
-51	
-35	Leitura da IMU2
222	
63	
-1616	
4019	
-347	
0	
244	
15	
379	
234	
298	
16	Leitura da IMU3
242	
-96	
417	
313	
-4652	
-33	
223	
67	
-1643	

4089

-350

3

Leitura da IMU1

247

9

383

232

305

14

240

-94

-62

-276

-52

-33

224

67

-1644

4091

-349

4

248

8

385

234

302

17

239

-94

-44

-151

-43

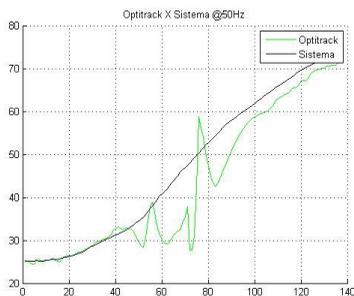
-35

221

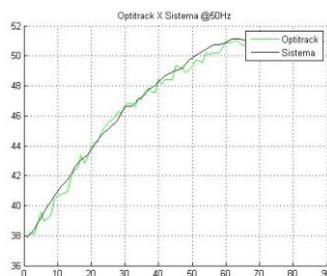
64..... se estende até completar 3 segundos de medições
das três IMUs

APÊNDICE D – Gráficos de todos os testes feitos

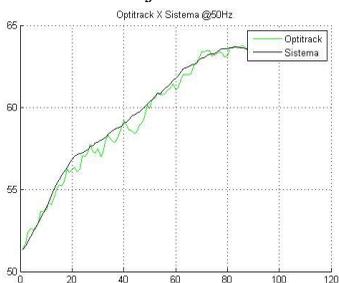
D.1 Flexão do tronco



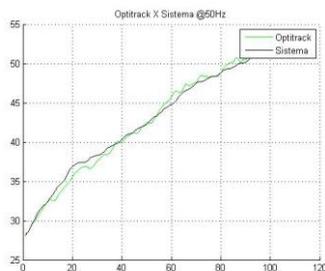
Sujeito 1



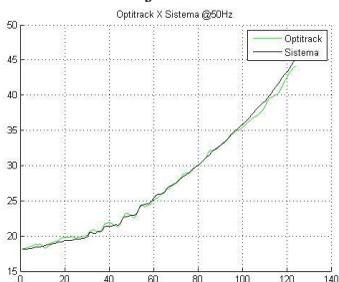
Sujeito 2



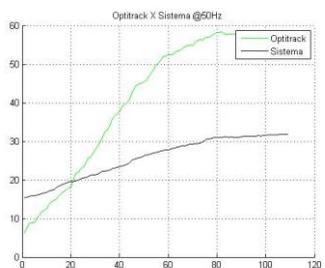
Sujeito 3



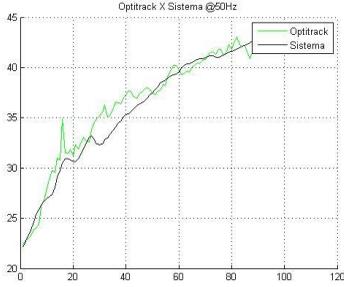
Sujeito 4



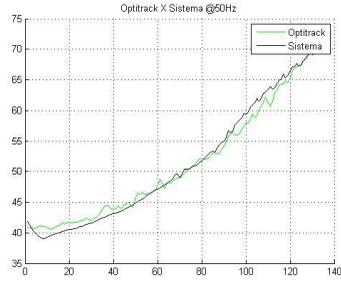
Sujeito 5



Sujeito 6

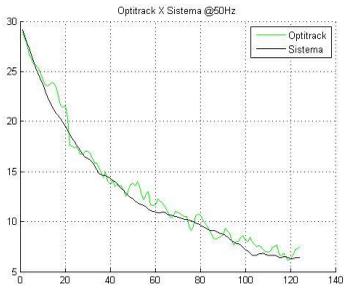


Sujeito 7

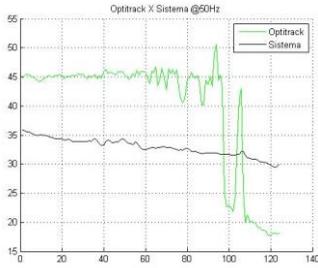


Sujeito 8

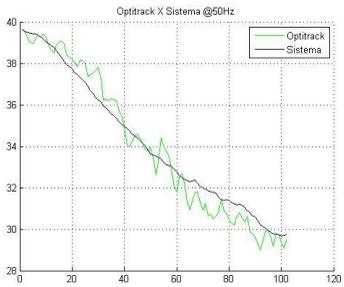
D.2 Hiperextensão do tronco



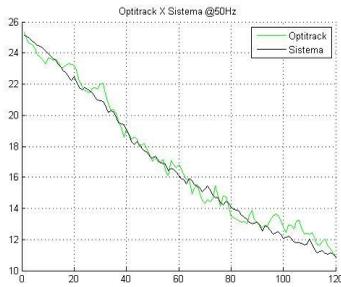
Sujeito 1



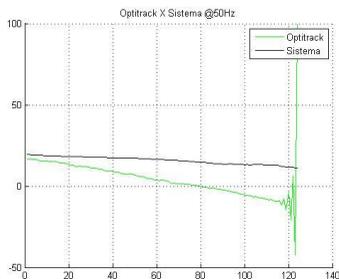
Sujeito 2



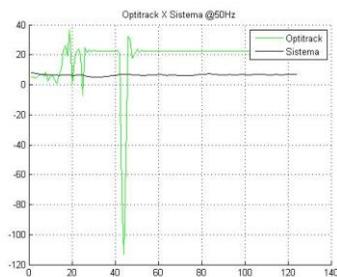
Sujeito 3



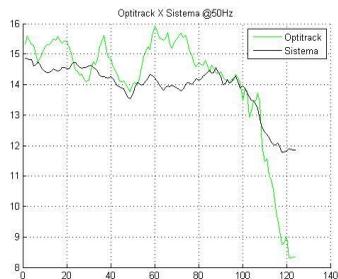
Sujeito 4



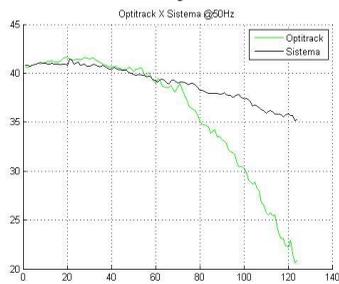
Sujeito 5



Sujeito 7

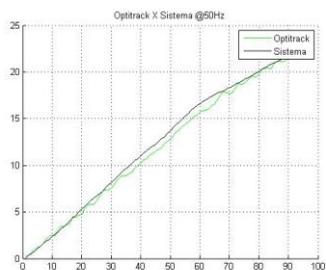


Sujeito 6

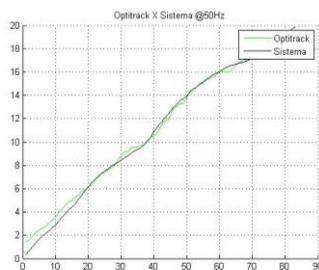


Sujeito 8

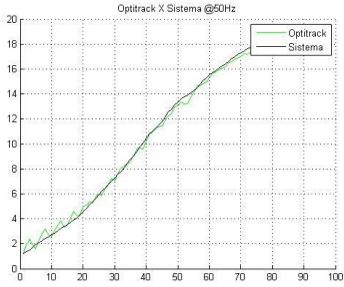
D.3 Flexão lateral do tronco para a direita



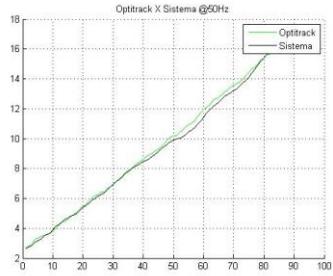
Sujeito 1



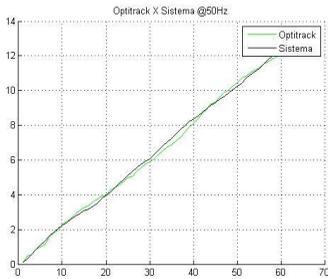
Sujeito 2



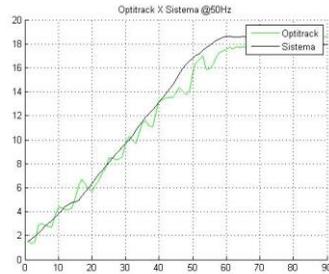
Sujeito 3



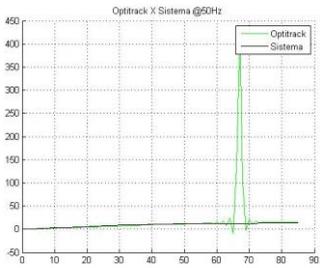
Sujeito 4



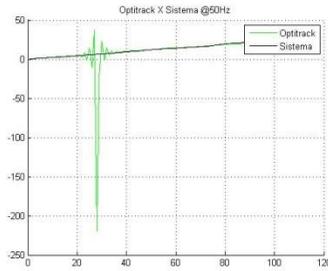
Sujeito 5



Sujeito 6

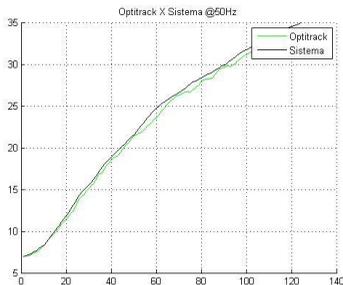


Sujeito 7

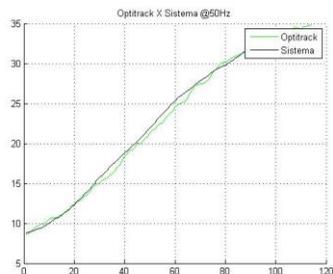


Sujeito 8

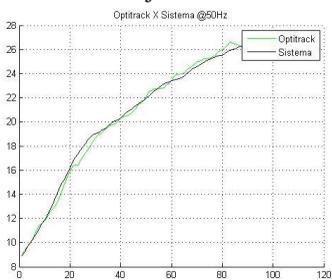
D.4 Flexão lateral do tronco para a esquerda



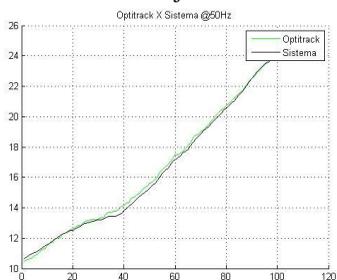
Sujeito 1



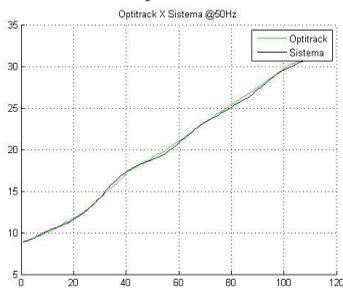
Sujeito 2



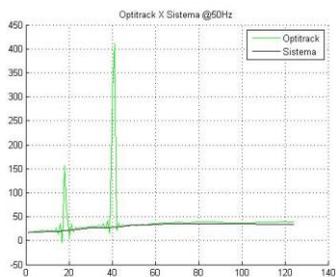
Sujeito 3



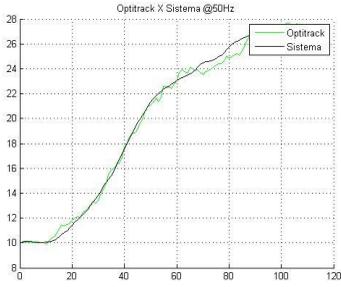
Sujeito 4



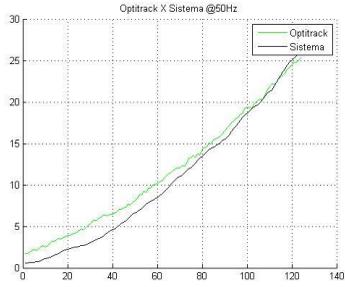
Sujeito 5



Sujeito 6



Sujeito 7



Sujeito 8

ANEXO A – Custos obtidos com a prototipação do ACDP

Quadro 6 - Custos aproximados na fabricação do protótipo

Descrição	Custo em dólares americanos	Custo em reais
STEVAL-MKI124V1	50x3=150	150x2,10* 315
KC-21	36	36x2,10* 75,60
MC56F8037EVM	200	200x2,10* 420
Custos com componentes extras da placa		53,35
Custos na confecção da estrutura elástica		10,00
Total:		873,95

*Conversão para reais dos valores em dólar americano na cotação da época da comprar dos componentes.

Fonte: desenvolvido pela autora.

ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO TECNOLÓGICO
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
INSTITUTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Meu nome é Tâmara Costa do Nascimento, sou mestranda do curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica – Área de Conhecimento Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Sou orientada pelo Professor Jefferson Luiz Brum Marques do Instituto de Engenharia Biomédica da UFSC (IEB-UFSC) e minha pesquisa intitulada “**Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural**”, tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema eletrônico para medir as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral em pacientes que não apresentam variações estruturais nas curvaturas da coluna vertebral (por exemplo: hipercifose, hipocifose, hiperlordose, hipolordose e escoliose), através da análise de sinais de acelerometria e de velocidade angular.

A análise das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral permite o reconhecimento do comportamento postural. Para isso, são registrados os sinais de acelerometria e de velocidade angular aliado a uma bateria de testes que irão variar o comportamento postural, sendo eles: paciente em repouso na posição sentada, mudança de inclinação da posição sentada, paciente em repouso na posição em pé e, por fim, caminhando, tendo a duração de no máximo **15 minutos**.

A justificativa deste projeto é auxiliar o especialista na detecção das curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, resultando em um processo de análise rápida e proporciona uma análise padronizada do comportamento postural. Além disto, o sistema é capaz de detectar quando ocorre um evento em que necessita de correção postural, ou seja, um alarme sonoro é dado quando há a eminência e/ou permanência da postura errada.

Para que possamos realizar estes estudos e avaliar se realmente o sistema contribuirá da maneira esperada, são necessárias algumas informações sobre o seu comportamento postural detectado através dos sinais de acelerometria e de velocidade angular, além de alguns dados tais como: idade, sexo, peso, altura, se possui alguma variação estrutural na coluna vertebral

anteriormente detectada e níveis de atividade física. Os testes serão realizados pela pesquisadora (Tâmara Nascimento) que atua no IEB-UFSC e as informações necessárias para a pesquisa serão obtidas **após o término do seu teste**, a partir dos registros armazenados no computador, onde **os riscos são mínimos, podendo haver algum desconforto mínimo ao voluntário durante a realização do teste (e.g., colocação dos sensores em três pontos de flexão da coluna vertebral com fita adesiva dupla face adequada ao uso em pessoas)**. Desta forma, solicito a você o acesso a tais informações para que eu possa realizar os estudos necessários e avaliar a metodologia proposta.

Asseguro-lhe que tais informações serão usadas **somente** para desenvolvimento, testes e avaliação da metodologia, e os **resultados** da pesquisa serão tornados públicos por meio de publicação (relatórios, artigos, apresentações em eventos científicos e/ou divulgação de outra natureza). Para sua garantia, serão implementadas soluções de **segurança e sigilo** das informações, de modo que não possam ser acessadas por pessoas não autorizadas. Posteriormente, suas informações serão armazenadas no IEB-UFSC.

Você está sendo convidado(a) para participar deste projeto de forma totalmente **voluntária**. Antes de concordar e participar dessa pesquisa, é muito importante que você compreenda as informações e instruções contidas neste documento e a pesquisadora responsável deverá responder todas as suas dúvidas antes que você decida a participar. Ao final, você **receberá** uma via do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

A sua participação nesta pesquisa será de fundamental importância para que este projeto eletrônico em desenvolvimento possa ser tornar um **produto** e ser vendido posteriormente.

Você tem o direito de **desistir** de participar da pesquisa a qualquer momento, sem quaisquer prejuízos e penalidades, para isso, basta comunicar, de forma verbal ou escrita, para a pesquisadora envolvida neste estudo.

Telefones para Contato: Pesquisadora Principal: (49) 9906-8237
Instituto de Engenharia Biomédica: (48) 3721-8181
Email: tamara.nascimento@ieb.ufsc.br

Florianópolis, ____ de _____ de 201__

Tâmara Costa do Nascimento
Pesquisadora Principal

Consentimento Pós-Informação

Eu, _____, fui esclarecida(o) sobre a pesquisa
"Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural" e concordo que os dados
dos testes sejam utilizados na realização da mesma.

Florianópolis, ____ de _____ de 201__

Assinatura _____ Registro Geral (RG) _____

ANEXO C – Aprovação Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural

Pesquisador: Jefferson Luiz Brum Marques

Área Temática:

Versão: 5

CAAE: 18198913.5.0000.0121

Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 711.380

Data da Relatoria: 10/03/2014

Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa intitulado "Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural" visa a obtenção do título de mestre pelo programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica Área de Conhecimento Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC); orientado pelo professor Jefferson Luiz Brum Marques.

A motivação deste projeto encontra-se no alto custo de implementação de um sistema de radiografias e por este ser um método invasivo e muito nocivo à saúde.

Objetivo da Pesquisa:

A proposta deste trabalho é projetar um sistema portátil em hardware e firmware para analisar as curvaturas sagitais e coronais da coluna em movimentos estáticos e dinâmicos, usando acelerômetros e giroscópios triaxiais, DSC, Bluetooth e bateria recarregável. Junto a este sistema, a concepção de um software em PC (Personal Computer ou Computador Pessoal) deve ser feito para avaliação dos sinais recebidos, cálculo dos ângulos utilizando o método de Cobb e disponibilização destes sinais em um banco de dados, a fim de facilitar os diagnósticos referentes a aspectos posturais por parte dos profissionais da saúde. Como parte do sistema do corretor postural, deve-se adicionar um circuito eletrônico e firmware para que seja corrigida a postura através de um aviso sonoro, com o auxílio de cálculos dos ângulos detectados pelos acelerômetros e giroscópios feitos no

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-900
UF: SC **Município:** FLORIANÓPOLIS
Telefone: (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9696 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br

Continuação do Parecer: 711.380

próprio firmware do DSC, utilizando o mesmo método de cálculos que o software do PC utiliza. Ao final, espera-se chegar a um sistema de fácil manuseio, com função de gerar alarmes, quando detectada uma má postura da coluna, de gerar relatórios da dinâmica da postura, com custo acessível e que seja portátil.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador declara que para este estudo em questão, não há riscos para o indivíduo, pois os testes são executados com sensores não-invasivos, isto é, não são implantados no corpo. O único inconveniente serão os sensores colados na pele com o mesmo adesivo usado para colar os refletores infravermelhos usados no sistema de vídeo, que será usado para comparação dos resultados. Este estudo não oferece benefícios diretos aos sujeitos, porém, proporciona benefícios aos indivíduos quanto à conscientização sobre a postura da coluna vertebral e seu comportamento postural durante o dia-a-dia.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa aborda um tema relevante e contribuirá para o conhecimento das práticas associadas à saúde da população. Estima-se que este sistema proposto contribuirá para auxiliar no diagnóstico das curvaturas da coluna segundo o método de mensuração padrão, o método de Cobb, e promover a reeducação postural. Participarão da pesquisa 8 sujeitos.

Como critérios de inclusão no estudo ter-se-á: Indivíduos com idade entre 21 e 35 anos. Serão excluídos do estudo: Indivíduos da faixa etária que apresentarem alguma alteração acentuada nas curvaturas fisiológicas da coluna.

Serão registrados os sinais de acelerometria e de velocidade angular aliado a uma bateria de testes que irão avaliar o comportamento postural, sendo eles: paciente em repouso na posição sentada, mudança de inclinação da posição sentada, paciente em repouso na posição em pé e, por fim, caminhando, tendo a duração de no máximo 15 minutos. Os valores registrados do sistema proposto serão equiparados aos valores encontrados no sistema de vídeo com refletores adesivos posicionados juntamente com os sensores do equipamento. Portanto, os dois sistemas de aquisição dos valores angulares das curvaturas da coluna serão utilizados ao mesmo tempo nos indivíduos. Os testes serão realizados pela pesquisadora (Tâmara Nascimento) que atua no IEB-UFSC e as informações necessárias para a pesquisa serão obtidas após o término do seu teste, a partir dos registros armazenados

no computador. O pesquisador declara que haverá retenção de amostras para armazenamento em banco; tendo como justificativa Serão usados os dados em análises posteriores, para comprovar o

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-900
UF: SC **Município:** FLORIANÓPOLIS
Telefone: (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9696 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br

Continuação do Parecer: 711.380

funcionamento deste novo sistema e compará-lo com outros sistemas que são usados para os mesmos propósitos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O pesquisador enviou um documento de "Resposta às pendências", no qual afirma que acatou as solicitações do Parecer Consubstanciado e reelaborou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Esclarece também que modificou o campo: "Haverá retenção de amostras para armazenamento em Banco?" Sim, mas esclarece que as informações coletadas serão usadas somente para desenvolvimento, testes e avaliação da metodologia proposta na pesquisa.

Este campo foi redigido dando ênfase também à segurança e sigilo das informações, por quem serão acessadas e por quanto tempo estas informações serão armazenadas.

Recomendações:

Pela aprovação desde que seja inserido no TCLE:

- A declaração do pesquisador responsável que expresse o cumprimento das exigências contidas nos itens IV. 3 e IV.4;

- As páginas de assinaturas do pesquisador e sujeitos da pesquisa devem estar na mesma folha. Além disso, em ambas as vias deverá conter não somente o contato dos responsáveis da pesquisa, mas também contato telefônico CEP local.

Conforme exposto no Parecer, as pendências foram atendidas. Recomenda-se, portanto, a aprovação do projeto intitulado "Sistema de Auxílio ao Diagnóstico e Correção da Dinâmica Postural" pelo Comitê de Ética. No entanto, por uma questão técnica o projeto foi encaminhado à CONEP que o devolveu "...Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP - delibera pela devolução do protocolo de pesquisa ao Comitê de Ética em Pesquisa - CEP, por não se enquadrar em nenhuma das áreas temáticas descritas no item IX.4 da Resolução CNS nº 466/2012. Portanto, esta comissão delibera por devolver o protocolo em questão, solicitando a esse Comitê que acompanhe o atendimento às questões acima e informando que após análise e aprovação do CEP o estudo pode ser iniciado.", mas precisa ser novamente devolvido a este CEP para ter o caráter de APROVADO, uma vez que a forma como a CONEP devolveu o projeto não cabe o APROVADO. Assim foi, necessário que o pesquisador responsável reencaminhasse o projeto ao CEP-UFSC para receber a chancela de aprovado.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-900
 UF: SC Município: FLORIANÓPOLIS
 Telefone: (48)3721-9206 Fax: (48)3721-9696 E-mail: cep@reitoria.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Parecer: 711.380

Concluímos pelo cumprimento das recomendações da CONEP quanto ao tramite para aprovação cabal do projeto.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

FLORIANOPOLIS, 07 de Julho de 2014

Assinado por:

Washington Portela de Souza
(Coordenador)

Endereço: Campus Universitário Reitor João David Ferreira Lima
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-900
UF: SC **Município:** FLORIANOPOLIS
Telefone: (48)3721-9206 **Fax:** (48)3721-9696 **E-mail:** cep@reitoria.ufsc.br